

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY**

**A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**OSCILOMETRICKÉ MĚŘENÍ KREVNÍHO TLAKU**

OSCILLOMETRIC BLOOD PRESSURE MEASUREMENT

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**Lenka Benešová**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. Tomáš Šikner**

**BRNO 2017**

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Studentka:** Lenka Benešová

**ID:** 166846

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2016/17

**NÁZEV TÉMATU:**

## Oscilometrické měření krevního tlaku

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte rešerši metod měření krevního tlaku se zaměřením na oscilometrickou metodu. 2) Prostudujte a popište různé metody výpočtu systolického a diastolického tlaku z oscilometrické křivky. 3) V prostředí LabVIEW, za využití rozhraní LabPro, realizujte základní aplikaci pro snímání a uložení oscilometrické křivky a nasnímejte minimálně 20 křivek. Pro účely testování také změřte hodnoty systolického a diastolického tlaku auskultační technikou. 4) Dále v tomto prostředí implementujte vybranou oscilometrickou metodu a ověřte její správnost. 5) Implementujte další metody výpočtu tlaku, srovnajte je s auskultační metodou a pokuste se zpřesnit dosažené výsledky. 6) Dosažené výsledky vyhodnoťte a dostatečně diskutujte. 7) Vytvořte protokol laboratorní úlohy pro předmět Lékařská diagnostická technika.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] OGEDEGBE, Gbenga a Thomas PICKERING. Principles and Techniques of Blood Pressure Measurement. Cardiology Clinics [online]. 2010,28(4), 571-586 [cit. 2016-09-01]. ISSN 07338651.

[2] KITTNAR, Otomar. Lékařská fyziologie. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.


**Termín zadání:** 6. 2. 2017

**Termín odevzdání:** 02.06.2017

**Vedoucí práce:** Ing. Tomáš Šikner

**Konzultant:**



  
prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.  
předseda oborové rady

### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Tato bakalářská práce se zabývá implementací oscilometrické metody v prostředí LabVIEW. Zpracovává rešerši metod měření krevního tlaku se zaměřením na oscilometrickou metodu. Zabývá se studiem různých metod výpočtů systolického a diastolického tlaku z oscilometrické křivky a implementací dvou metod výpočtu v prostředí LabVIEW. Správnost implementace vybrané metody byla ověřena pomocí auskultační techniky na 37 měřených subjektech.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Tlak krve, měření tlaku krve, oscilometrická metoda, systolický tlak, diastolický tlak, střední arteriální tlak, LabVIEW

## **ABSTRACT**

The bachelor thesis deals with the implementation of an oscillometric blood pressure measurement method in LabVIEW. It presents the research of blood pressure measurement methods focusing on an oscillometric method. It describes the study of different methods of measuring the systolic and diastolic blood pressure from an oscillometric curve and the implementation of two of these methods in LabVIEW. The accuracy of the implementation was verified with an auscultation technique on 37 measured subjects.

## **KEYWORDS**

Blood pressure, blood pressure measurement, oscillometric method, systolic pressure, diastolic pressure, mean arterial pressure, LabVIEW

BENEŠOVÁ, Lenka *Oscilometrické měření krevního tlaku*: bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav Biomedicínského inženýrství, 2017. 70 s. Vedoucí práce byl Ing. Tomáš Šikner

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Oscilometrické měření krevního tlaku“ jsem vypracoval(a) samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor(ka) uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil(a) autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl(a) nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom(a) následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno .....

.....

podpis autora(-ky)

## PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Tomáši Šiknerovi za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Brno .....

.....

podpis autora(-ky)

# OBSAH

<b>Úvod</b>	<b>12</b>
<b>1 Fyziologie kardiovaskulárního systému</b>	<b>13</b>
1.1 Srdce . . . . .	13
1.1.1 Fáze srdečního cyklu . . . . .	13
1.2 Cévní systém . . . . .	16
1.3 Průtok krve . . . . .	17
1.3.1 Proudění krve . . . . .	17
1.4 Krevní tlak . . . . .	18
1.4.1 Faktory ovlivňující krevní tlak . . . . .	19
<b>2 Měření krevního tlaku</b>	<b>22</b>
2.1 Invazivní metody měření . . . . .	22
2.1.1 Měření katetrem vyplněným tekutinou . . . . .	22
2.1.2 Měření katetrem se snímačem na hrotu . . . . .	23
2.2 Neinvazivní metody měření . . . . .	23
2.2.1 Snímač pulsní vlny . . . . .	24
2.2.2 Auskultační metoda . . . . .	25
2.2.3 Ultrazvuková metoda . . . . .	26
2.2.4 Metoda impedanční reografie . . . . .	27
2.2.5 Další metody měření . . . . .	27
2.2.6 Oscilometrická metoda měření . . . . .	28
<b>3 Oscilometrická metoda v prostředí LabVIEW</b>	<b>31</b>
3.1 LabVIEW, LabPro . . . . .	31
3.2 Implementace oscilometrické metody . . . . .	32
3.2.1 Přístup k oscilometrické křivce . . . . .	33
3.2.2 Filtrace HP . . . . .	36
3.2.3 Obálka . . . . .	40
3.2.4 Algoritmus výpočtu ST a DT . . . . .	42
3.2.5 Jak pracovat s programy . . . . .	45
<b>4 Výsledky a srovnání oscilometrické a auskultační metody</b>	<b>48</b>
<b>5 Závěr</b>	<b>58</b>
<b>Literatura</b>	<b>59</b>

Seznam symbolů, veličin a zkratk	61
Seznam příloh	62
A Protokol pro laboratorní úlohu do předmětu Lékařská diagnostická technika	63
B Grafy vztahů mezi metodami	66
C Obsah přiloženého CD	70



# SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Anatomie srdce [3]	13
1.2	Diagram komory: úsek AB odpovídá izovolumické kontrakci, BC vypuzovací fázi, CD izovolumické relaxaci a DA plnicí fázi [2]	14
1.3	Tlaky v různých částech krevního systému a objem v komoře během všech fází [4]	15
1.4	Tlak krve (červeně) a střední tlak krve (přerušovaně) v jednotlivých částech cévního systému [2]	16
1.5	Změna laminárního proudění na turbulentní [4]	18
1.6	Tlak v tepnách [2]	19
1.7	Vliv věku a pohlaví na tlak krve [2]	20
2.1	Měřicí část katetru [8]	23
2.2	Hrot TIP katetru [6]	23
2.3	Schéma pro snímač pulzní vlny [8]	24
2.4	Princip auskultační metody [1]	26
2.5	Princip měření pomocí ultrazvuku [1]	27
2.6	Schéma pro měření impedanční reografií [9]	27
2.7	Oscilometrická křivka	28
2.8	Oscilometrická křivka po filtraci a s obálkou	29
2.9	Schéma pro měření se dvěma manžetami [9]	29
3.1	LabPro [15]	31
3.2	Manžeta a blood pressure sensor [16]	32
3.3	Schéma programu na výpočet tlaků	32
3.4	Funkční bloky LabPro pro načtení signálu	33
3.5	Uložení signálu do textového dokumentu	34
3.6	Vyznačení Korotkovových šelestů	35
3.7	Načítání signálu z Labpro pro další zpracování	35
3.8	Funkční bloky pro načtení signálu z textového dokumentu	36
3.9	Naměřený signál z LabPro	36
3.10	Funkční bloky pro prodloužení signálu	37
3.11	Funkční bloky realizující filtraci	37
3.12	Odstranění prodloužení a zpoždění	38
3.13	Frekvenční charakteristika filtru HP	38
3.14	Odečtení trendu	39
3.15	Lineární trend filtrovaného signálu	39
3.16	Signál po filtraci	39
3.17	Algoritmus výpočtu tepu	40

3.18	Výkonové spektrum filtrovaného detrendovaného oscilometrického signálu . . . . .	40
3.19	Vybrání lokálních maxim a minim pro tvorbu obálky . . . . .	41
3.20	Zprůměrování obálky a odečtení zpoždění . . . . .	41
3.21	Vyfiltrovaný signál a jeho obálka . . . . .	42
3.22	Nalezení hodnoty SAT . . . . .	42
3.23	Výpočet DT pomocí koeficientu . . . . .	43
3.24	Výpočet ST pomocí koeficientu . . . . .	43
3.25	Funkční bloky pro výpočet ST a DT pomocí derivace . . . . .	44
3.26	Derivace obálky . . . . .	45
3.27	Front panel programu TK, který zpracuje oscilometrickou křivku ze souboru . . . . .	46
3.28	Front panel programu TKprime, který zpracuje oscilometrickou křivku z Labpro pro přímé měření TK . . . . .	47
4.1	Hodnoty tlaků pomocí oscilometrické metody vypočítané algoritmem koeficientů v závislosti na hodnotách tlaků auskultační metody. . . . .	51
4.2	Hodnoty tlaků pomocí oscilometrické metody vypočítané algoritmem derivace v závislosti na hodnotách tlaků auskultační metody. . . . .	52
4.3	Závislost hodnot tlaků oscilometrické metody vypočítané pomocí algoritmu derivace na hodnotách tlaků vypočítaných pomocí algoritmu výpočtu koeficientů. . . . .	53
4.4	Absolutní chyba v závislosti na oscilometrické metodě pomocí algoritmu koeficientů. . . . .	56
4.5	Absolutní chyba v závislosti na oscilometrické metodě pomocí algoritmu derivace. . . . .	57
A.1	Front panel jednoduchého měřiče krevního tlaku . . . . .	63
B.1	Hodnoty systolického tlaku pomocí oscilometrické metody vypočítané algoritmem koeficientů v závislosti na hodnotách systolického tlaku auskultační metody. . . . .	66
B.2	Hodnoty systolického tlaku pomocí oscilometrické metody vypočítané algoritmem derivace v závislosti na hodnotách systolického tlaku auskultační metody. . . . .	67
B.3	Závislost hodnot systolického tlaku oscilometrické metody vypočítané pomocí algoritmu derivace na hodnotách systolického tlaku vypočítaných pomocí algoritmu výpočtu koeficientů. . . . .	67
B.4	Hodnoty diastolického tlaku pomocí oscilometrické metody vypočítané algoritmem koeficientů v závislosti na hodnotách diastolického tlaku auskultační metody. . . . .	68

B.5	Hodnoty diastolického tlaku pomocí oscilometrické metody vypočítané algoritmem derivace v závislosti na hodnotách diastolického tlaku auskultační metody. . . . .	68
B.6	Závislost hodnot diastolického tlaku oscilometrické metody vypočítané pomocí algoritmu derivace na hodnotách diastolického tlaku vypočítaných pomocí algoritmu výpočtu koeficientů. . . . .	69

## SEZNAM TABULEK

3.1	Specifikace blood pressure sensor [16]	32
4.1	Výsledky měření tlaků auskultační a oscilometrickou metodou	49
4.2	Regresní a korelační analýza	50
4.3	Porovnání jednotlivých metod a výsledné chyby	55

# ÚVOD

Tato práce se věnuje oscilometrické metodě měření krevního tlaku. Jejím principem je naměření oscilometrické křivky a její matematické zpracování pro výpočet systolického a diastolického tlaku. Na principu oscilometrické metody dnes pracuje většina digitálních tonometrů.

V kapitole 1 je zpracována teorie týkající se kardiovaskulárního systému jako úvod do metod měření krevního tlaku.

V kapitole 2 se věnuji rešerši metod měření krevního tlaku. Tyto metody dělíme na invazivní a neinvazivní. Více nás budou zajímat neinvazivní metody měření, hlavně tedy metoda auskultační a oscilometrická.

V rámci kapitoly 3 Oscilometrická metoda v prostředí LabVIEW je zpracována implementace a návrh jednoduchého měřiče krevního tlaku. Pro možnost testování, ale i přímého měření, byl měřič krevního tlaku zpracován dvakrát. Oba programy se liší jen v přístupu k oscilometrické křivce.

První, přímé zpracování oscilometrické křivky, může fungovat i pro auskultační metodu. V tomto případě je jeho výhodou, že není potřeba rtuťový tonometr. Korotkovovy ozvy slyšitelné pomocí fonendoskopu lze zaznamenat při záznamu oscilometrické křivky. Pro tento program je využito rozhraní LabPro a manžeta se senzorem.

Druhý program načítá oscilometrickou křivku ze souboru a dále aplikuje stejný algoritmus jako u přímého zpracování.

V rámci implementace algoritmu na výpočet krevních tlaků jsou použity dvě metody. První z možností výpočtu je využití koeficientů. Střední arteriální tlak lze najít jako maximální výchylku obálky oscilometrické křivky, po vynásobení této hodnoty koeficienty pak dostáváme systolický a diastolický tlak. Druhá možnost je přes derivaci obálky, kdy maximum a minimum derivace odpovídá systolickému a diastolickému tlaku.

V kapitole 4 jsou zpracovány výsledky měření na 37 subjektech pomocí auskultační metody a oscilometrické metody a jejich srovnání.

V závěru je souhrn celé práce.

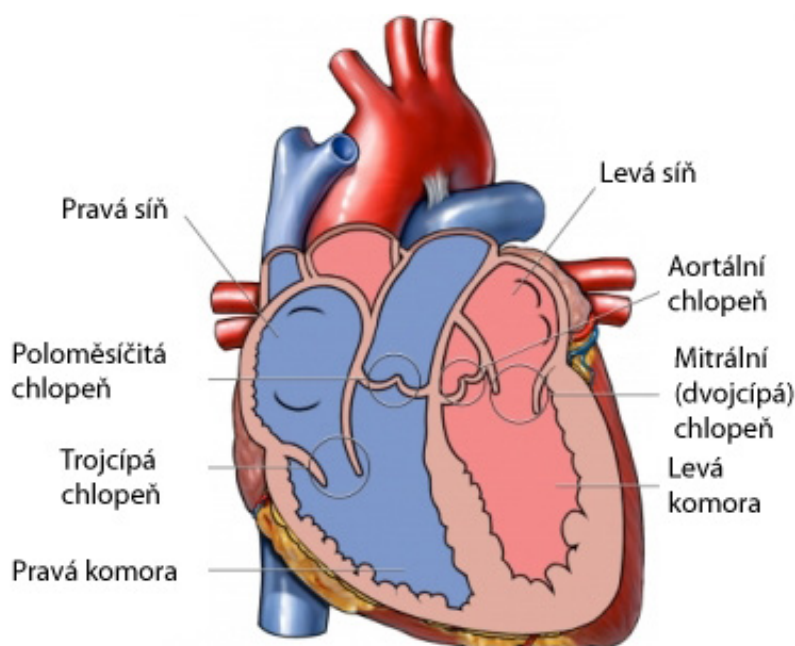
Posledním krokem této bakalářské práce bylo vytvoření protokolů pro laboratorní úlohu do předmětu Lékařská diagnostická technika. Tento protokol je realizován v příloze A. Studenti budou mít za úkol sestavit jednoduchý měřič krevního tlaku s využitím LabPro a manžety.

# 1 FYZIOLOGIE KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU

Kardiovaskulární systém představuje systém srdce, cév a krve, přesunuje živiny, odpadní látky, zprostředkovává výměnu plynů apod. Krev je transportována cévním systémem za pomoci srdce. Tento systém dělíme na systémový, celotělový oběh a plicní oběh.

## 1.1 Srdce

Srdce, které se skládá z pravé komory a síně a z levé komory a síně, funguje jako pumpa. Anatomický popis je na obr. 1.1. Pomocí pravidelných kontrakcí (systol) a relaxací (diastol) srdeční komory je krev poháněná v cévním systému. Systola je fáze, kdy je srdeční sval, myokard, ve stahu a komory vypuzují krev do cévního systému, kdežto diastola je ve fázi relaxace, kde se komory plní krví. [1] [2]



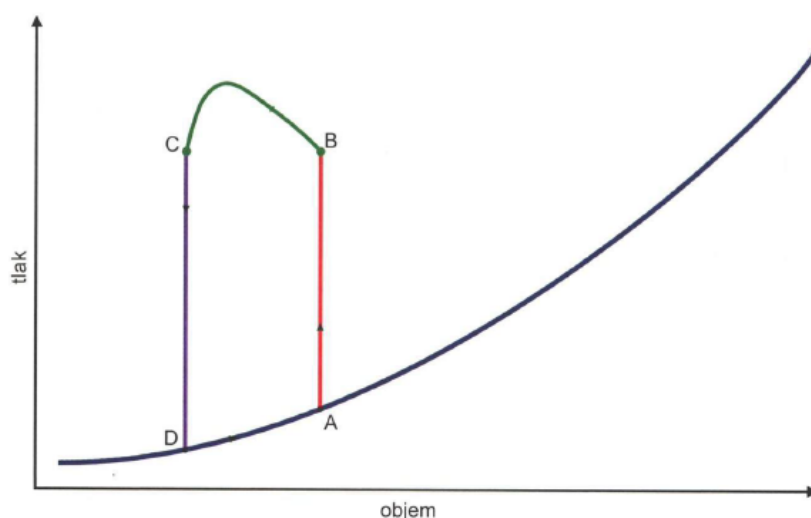
Obr. 1.1: Anatomie srdce [3]

### 1.1.1 Fáze srdečního cyklu

Během systoly a diastoly lze rozlišit jednotlivé fáze, které jsou závislé buď na tlaku v komorách nebo na jejich objemu. Podle toho rozlišujeme dvě fáze systolické a dvě

diastolické. Návaznost jednotlivých fází lze vidět na obrázku 1.2. Obr. 1.3 ukazuje průběh tlaků během fází v různých částech srdce a změny objemu v průběhu fází.

- Systolické fáze
  - Izovolumická kontrakce
  - Ejekční fáze
- Diastolické fáze
  - Izovolumická relaxace
  - Plnicí fáze



Obr. 1.2: Diagram komory: úsek AB odpovídá izovolumické kontrakci, BC vypuzovací fázi, CD izovolumické relaxaci a DA plnicí fázi [2]

### Izovolumická kontrakce

Fáze během systoly, kdy roste tlak v komorách a nemění se objem. Při auskultační metodě měření odpovídá tato fáze první ozvě. Během kontrakce naroste nitrokomorový tlak nad hodnotu tlaku v síních. Tím se uzavřou atrioventrikulární chlopně mezi síní a komorou. Jsou uzavřeny i chlopně mezi levou komorou a plicnicí a pravou komorou a aortou. Protože je v komorách uzavřený objem, během jejich stahování nemá krev kam odtékat a narůstá tlak. [1] [2]

### Ejekční fáze

S nárůstem tlaku v komorách přesáhne tlak hodnotu tlaku v aortě, je tedy větší než DT, otevřou se poloměščitě chlopně a krev je vypuzována ze srdce. Objem komor se zmenšuje přibližně do poloviny této fáze, pak začne klesat tlak, který klesá až do konce systoly. V době, kdy je tlak nižší než ve velkých tepnách se uzavřou

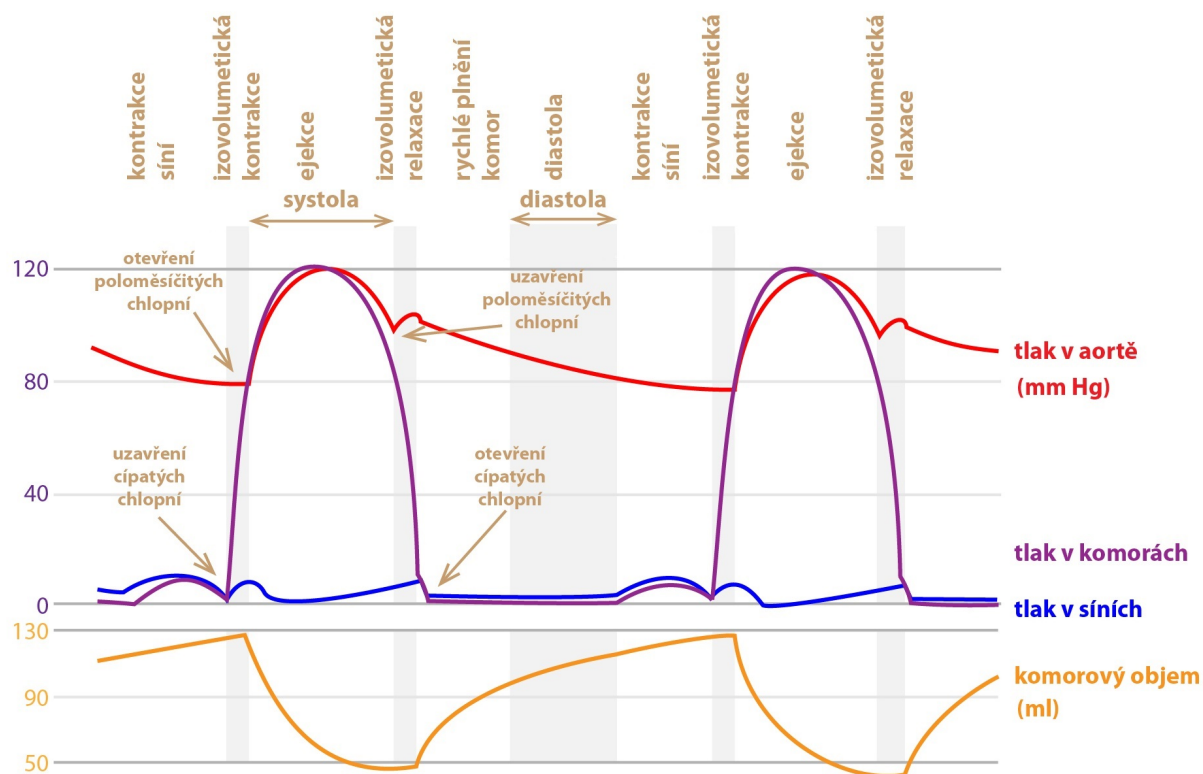
poloměsíčitě chlopně a systola končí. Během této fáze dosáhne nitrokomorový tlak maximální hodnoty, kterou označujeme jako systolický tlak komory. [1] [2]

### Izovolumická relaxace

Na začátku fáze jsou všechny chlopně uzavřeny. Při relaxaci komor dochází k poklesu tlaku až pod hodnotu tlaku v síních. Tím se otevřou atrioventrikulární chlopně a fáze končí. [1] [2]

### Plnicí fáze

Po otevření atrioventrikulárních chlopní se začnou plnit komory. Tlak klesá až k nule, tzv. diastolický tlak levé komory. Poté mírně naroste na konečný tlak levé komory a už se nemění. Během fáze se pak mění jen objem komor. V důsledku systoly síní objem na konci roste rychleji. [1] [2]



Obr. 1.3: Tlaky v různých částech krevního systému a objem v komoře během všech fází [4]

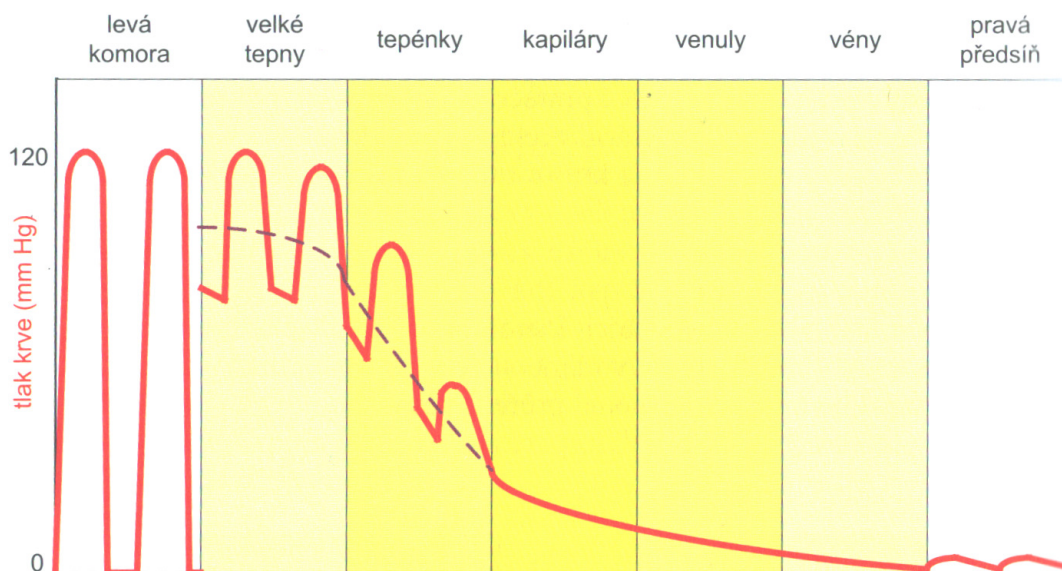


## 1.2 Cévní systém

Cévní systém představuje systém různých typů cév, které dělíme do 6 kategorií:

- Pružníkové cévy – velké cévy, které zabezpečují rychlý transport krve. Jsou převážně tvořeny elastickými prvky, a díky tomu přeměňují nárazový přítok krve při systole na kontinuální proudění. Typickou pružníkovou cévou je aorta.
- Rezistenční cévy – cévy, jejichž funkcí je regulovat přítok krve k orgánům a tkáním. Patří sem tepénky, ty mají malý průsvit a silnou stěnu tvořenou především hladkým svalstvem. Díky tomu mění svůj průsvit a regulují přísun minutového srdečního výdeje k orgánům. Dále se sem řadí venuly, které udržují hydrostatický tlak krve v kapilárách a tím řídí výměnu tekutin pomocí filtrace a resorpce.
- Prekapilární sfinktery – mezi rezistenčními cévami a tepénkami. Pomocí konstriktce a dilatace určují velikost kapilární plochy.
- Kapiláry – plocha mezi krví a tkání, kde probíhá výměna látek.
- Arteriovenózní zkratky – zajišťují převod krve z tepenného řečiště do žilního bez průchodu kapilárami.
- Kapacitní cévy – žíly, jejichž vlastností je roztažitelnost stěny. Díky tomu slouží jako rezervoáry krve. [2]

Tlak v jednotlivých částech cévního systému lze vidět na obr. 1.4.



Obr. 1.4: Tlak krve (červeně) a střední tlak krve (přerušovaně) v jednotlivých částech cévního systému [2]

## 1.3 Průtok krve

Průtokem krve rozumíme množství krve, které proteče příčným řezem cévy za jednotku času (ml/s). Lineární rychlost proudu krve je nepřímo úměrná příčnému průřezu cévy, neboť příčný řez trubicí (v našem případě řez cévou) se mění. Objemový průtok krve je definován jako [1]:

$$Q = \frac{V}{t} \quad [l \cdot \text{min}^{-1}], \quad (1.1)$$

kde  $Q$  je objemový průtok v cévě,  $V$  je objem krve v litrech a  $t$  je čas průtoku v minutách.

Průtok krve lze spočítat i pomocí srdečního výdeje  $SV$ , neboli objemového průtoku ze středního arteriálního tlaku  $SAT$  a periferního odporu  $R$  podle vzorce[1]:

$$SV = \frac{SAT}{R} \quad [m^3 \cdot s^{-1}]. \quad (1.2)$$

Periferní odpor je suma všech odporů, které klade systém cév průtoku krve. Velikost periferního odporu lze spočítat ze vzorce, který vychází z Hagen-Poiseuillova zákona, a to podle rovnice[1]:

$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r^4} \quad [Pa \cdot m^{-3} \cdot s], \quad (1.3)$$

kde  $\eta$  je dynamická viskozita krve,  $l$  délka cévy a  $r$  je poloměr průsvitu cévy.

Průřez řečiště od aorty ke kapilárám se zvětšuje a lineární rychlost krve klesá, z toho vyplývá, že nejpomalejší je tok krve v kapilárách. Rozdíl tlaků v jednotlivých úsecích krevního oběhu napomáhá toku krve. Krev proudí jen z míst s vyšším tlakem do míst s nižším, vzniká tzv. tlakový gradient. Ten je způsobován srdcem a umožňuje krvi překonat periferní odpory v krevním řečišti. [1]

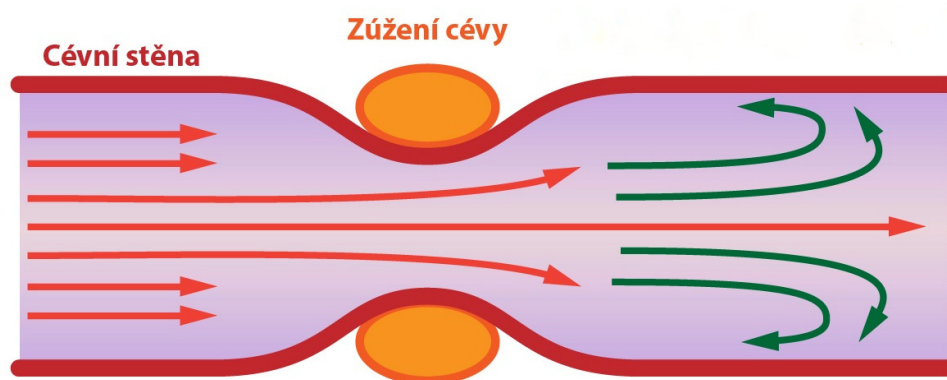
### 1.3.1 Proudění krve

Tok krve by měl být za fyziologických podmínek laminární. To znamená, že pokud si krev představíme jako jednotlivé vrstvy, které se pohybují, tak tento pohyb vrstev je rovnoběžný s různou rychlostí. Nejrychleji se pohybují vrstvy uprostřed a nejpomaleji ty vrstvy, které jsou ve styku se stěnou cévy. Dalším typem proudění krve je turbulentní. Krev už se nepohybuje ve vrstvách, ale vznikají při pohybu víry, kdy tok krve není přímo úměrný tlakovému gradientu, ale je úměrný jeho druhé mocnině. Toto proudění je náročnější na srdce i stěny cév.

Přechod mezi laminárním a turbulentním prouděním, na obr. 1.5, popisuje Reynoldsovo číslo  $Re$ , které je dáno vzorcem [2]:

$$Re = \frac{r \cdot v \cdot \rho}{\eta} \quad [ ], \quad (1.4)$$

kde  $r$  je poloměr cévy,  $v$  je lineární rychlost proudu krve,  $\rho$  je specifická hustota krve a  $\eta$  je viskozita krve. Pokud je Reynoldsovo číslo rovno hodnotě 200 začíná přecházet laminární proudění v turbulentní a při hodnotě 1000 je toto proudění turbulentní. [2] [4]



Obr. 1.5: Změna laminárního proudění na turbulentní [4]

## 1.4 Krevní tlak

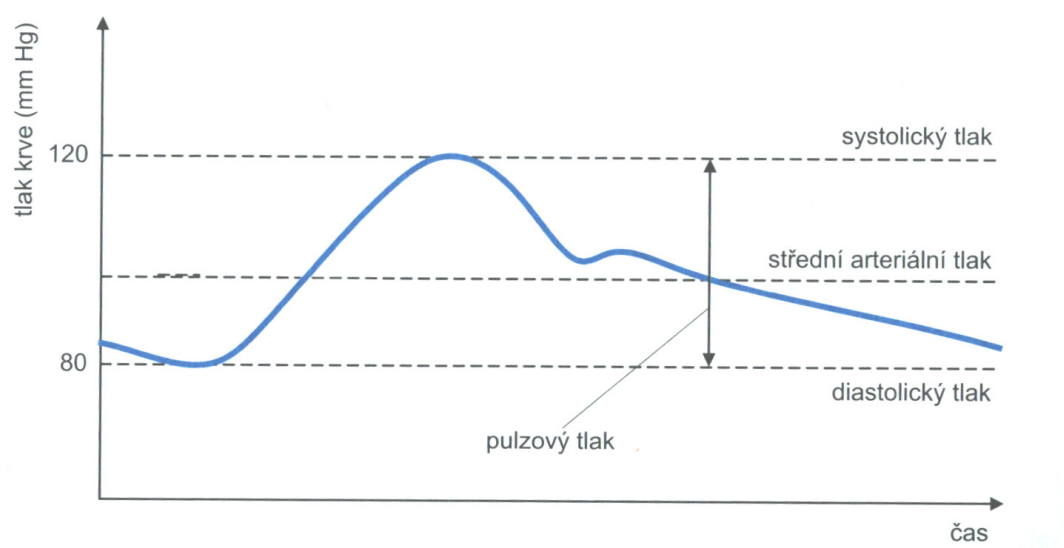
Krevní tlak je tlak, kterým působí krev na stěny cév v důsledku práce srdce. Je to tlak, který je potřeba v takové hodnotě, aby krev dostatečně proudila v celém těle, pokud člověk stojí. Vzniká působením srdce jako pumpy, proto je závislý na jeho činnosti. Nejnižší tlak je tedy v případě, kdy spíme a nejvyšší u fyzické zátěže.

Krev je z levé komory vypuzována pod tlakem, a to vyvolá v aortě přechodné zvýšení tlaku, tzv. tlakový pulz. Během systoly dosáhne tlak maximální hodnoty, kterou nazýváme systolický tlak (ST), naopak během diastoly je nejmenší, tzv. diastolický tlak (DT). Kromě těchto hodnot se ještě využívá hodnota středního arteriálního tlaku (SAT). Je to průměrná hodnota za celou srdeční akci. Jelikož diastola trvá déle než systola, tak se SAT blíží spíše DT a čím více dále od srdce měříme, tím více je SAT rovno DT. Jednotlivé tlaky při měření jsou zobrazeny na obr. 1.6. Hodnota středního arteriálního tlaku je navíc ovlivněna i srdeční frekvencí. SAT lze spočítat ze vzorce [2]:

$$SAT = \frac{1}{3}ST + \frac{2}{3}DT. \quad (1.5)$$

Pulzový tlak PT je dán velikostí tepového objemu a poddajnosti stěn cév. Lze ho vypočítat jako rozdíl mezi ST a DT [1]:

$$PT = ST - DT. \quad (1.6)$$



Obr. 1.6: Tlak v tepnách [2]

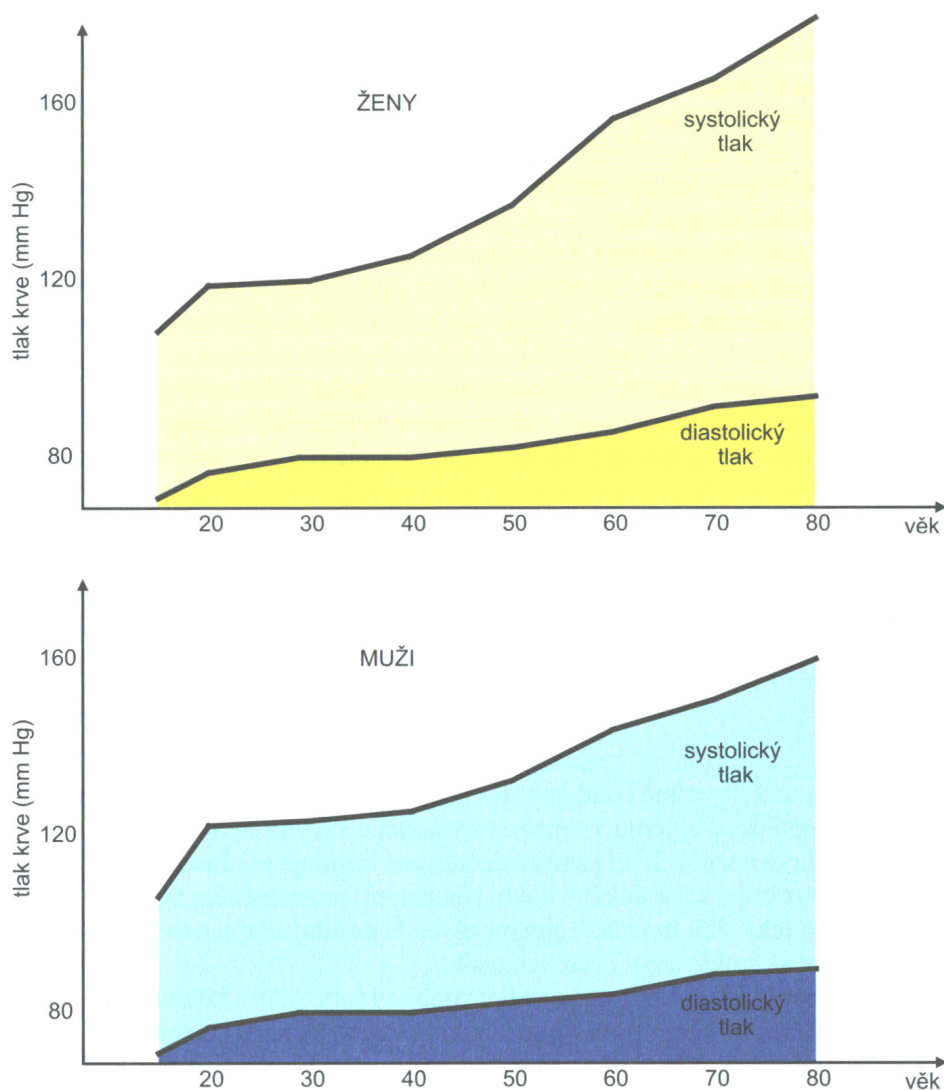
Fyziologické hodnoty tlaku u člověka jsou:

- Systolický tlak – 120 mm Hg
- Diastolický tlak – 70 mm Hg
- Střední arteriální tlak – 90 mm Hg
- Pulzový tlak – 50 mm Hg

#### 1.4.1 Faktory ovlivňující krevní tlak

Hodnoty krevního tlaku jsou ovlivněny mnoha faktory. Kromě faktorů níže vyjmenovaných jsou i další, individuální, na které každé tělo reaguje jinak. Mohou to být emoce, léky, různé nemoci, prostředí apod. Už z podstaty gravitace je krevní tlak ovlivněn také tím, jestli stojíme nebo ležíme. Pokud pacient stojí, tak srdce musí vyvinout větší práci, aby krev proudila správně, a tím je tlak větší. Jestliže pacient ale leží, krev nemusí překonávat gravitaci a tlak je menší. Tyto rozdíly jsou ale nepatrné a při posuzování tlaku pacienta nemají význam.

Mezi faktory, které nelze ovlivnit, patří věk, pohlaví a denní doba. S rostoucím věkem klesá pružnost cév a dochází tak ke zvýšení diastolického tlaku. Dále jsou rozdílné hodnoty tlaků v různém období života člověka a také mezi pohlavím, jak je vidět na obr. 1.7.



Obr. 1.7: Vliv věku a pohlaví na tlak krve [2]

U kojenců naměříme ST kolem 100 mm Hg. V pubertě je u chlapců tlak vyšší než u dívek. Během dospělosti se tlaky u obou pohlaví vyrovnají a během stáří stoupá tlak naopak u žen. Tlaky mají různý průběh v závislosti na pohlaví, u žen je tlak všeobecně nižší vlivem ženských hormonů. Poslední neovlivnitelný faktor je denní doba, ráno je tlak menší než večer, ale nemusí to být pravidlo. [2] [5]

Mezi ovlivnitelné faktory pak zahrnujeme celkový životní styl. Obezita zvyšuje periferní odpor krve a tím se zvýší i krevní tlak. Stresem se zvyšuje srdeční výdej,

dochází k vazokonstrikci cév a opět ke zvýšení tlaku.[5]

Faktory mající vliv na krevní tlak jsou i ty, které působí jen krátkodobě. Při pohybu nebo fyzické zátěži zvyšujeme srdeční výdej a tím i krevní tlak.

Pokud je nám teplo, dochází k vazodilataci cév, snížení periferního odporu a následkem toho ke snížení tlaku. U chladu je účinek opačný, vazokonstrikce cév a nárůst krevního tlaku.

Vyšší krevní tlak je i při horečce. Kdežto pokud krvácíme tlak je nižší důsledkem krevní ztráty a zmenšení objemu protékající krve. [5]

## 2 MĚŘENÍ KREVNÍHO TLAKU

Krevní tlak je hodnota, která se měří skoro v každé ordinaci. Má velkou vypovídací hodnotu o stavu pacienta. Říká nám, v jakém stavu je kardiovaskulární systém, ale také třeba to, jestli je pacient nervózní. Zajímá nás tlak systolický a diastolický, někdy se měří i střední arteriální tlak, ale ten nemá takovou vypovídací hodnotu jako tlaky ST a DT.

Krevní tlak se udává v milimetrech rtuti (mm Hg).

Měření krevního tlaku můžeme rozdělit na invazivní a neinvazivní, které se pak dále dělí na další metody měření.

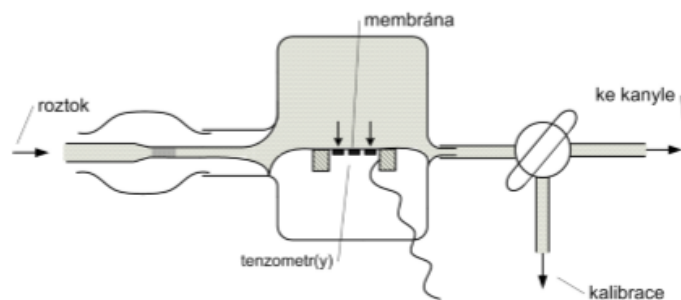
### 2.1 Invazivní metody měření

Invazivní měření krevního tlaku znamená, že měříme tlak přímo z krevního řečiště, nejčastěji punkcí cévy. Měřit můžeme v centrálních i periferních částech cévního systému. Tato měření nejsou moc častá, protože při vstupu do krevního řečiště nastávají rizika, jako je infekce. Toto měření je považováno za medicínský standard a je nejpřesnější.

Využívá se v případech, kdy je neinvazivní měření nepřesné nebo nebezpečné pro pacienta. To může nastat, pokud má pacient výraznou obezitu nebo trpí arytmií, které neinvazivní měření nezachytí přesně apod. [6] [7]

#### 2.1.1 Měření katetrem vyplněným tekutinou

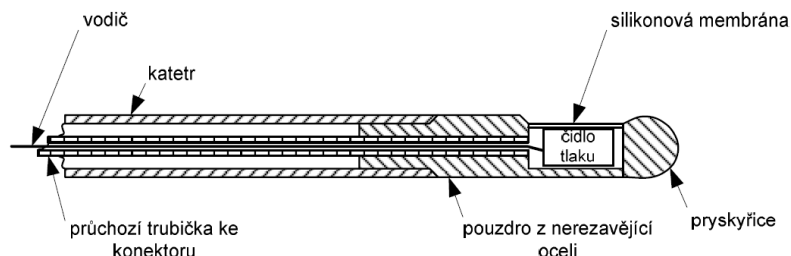
Základem měření je katetr, který je zaveden do plicní žíly. Všechna měřící vedení na něj napojená, jsou pak vně pacienta, kde jsou připojena k tlakové komůrce se snímačem, který funguje na principu piezoelektrického jevu, viz obr. 2.1. Přenos tlaku je zajištěn pomocí duté trubice katetru, která je zcela vyplněna nestlačitelnou kapalinou, obvykle fyziologickým roztokem. Tato kapalina nesmí obsahovat žádné vzduchové bubliny. Ty by mohly být zdrojem tlumených oscilací v trubici. Dále je nutné, aby trubice byla z dost tuhého materiálu, aby se zamezilo její deformaci. Proto jsou katetry obvykle vyráběny z teflonu. Pro měření na periferiích mají jednu trubici, pro měření v srdci jsou trubice dvě. [1] [6]



Obr. 2.1: Měřící část katetru [8]

### 2.1.2 Měření katetrem se snímačem na hrotu

Toto měření je nej přesnější měření, protože se pomocí katetru zavede snímač na požadované místo a měření probíhá přímo tam. Odpadají tím nepřesnosti měření spojené s přenosem tlaku do měřící komůrky, jako tomu bylo v kapitole 2.1.1. Využívá se tzv. TIP katetrů, viz obr. 2.2, které mají na hrotě tenzometrický senzor. Ten může fungovat na různých principech jako piezoelektrický, kapacitní nebo optický. [1] [6] [9]



Obr. 2.2: Hrot TIP katetru [6]

## 2.2 Neinvazivní metody měření

Neinvazivní metody měření krevního tlaku jsou ty metody, kdy nezasahujeme do krevního řečiště. Neinvazivní měření se dělí na spojitě a nespojitě měření, které se dále dělí na jednotlivé metody.

Spojitě metody měření udávají hodnoty tlaku tep za tepem, krevní tlak je tedy měřen neustále. Snímá se kromě hodnot ST, DT a SAT i pulzní tlak a tlak krve. Z uvedených metod měření je snímač pulsní vlny jedinou spojitou metodou měření.

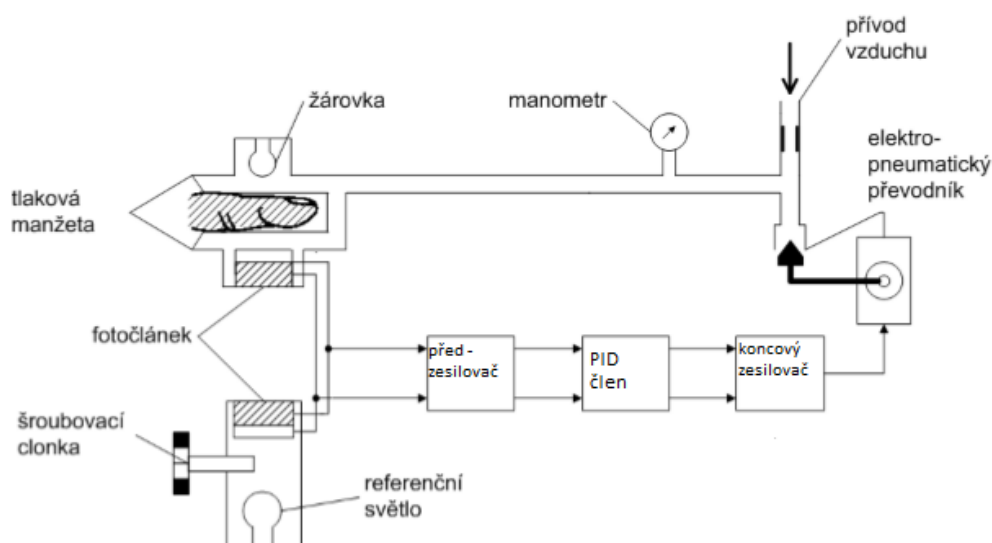


Nespojité metody měření se řadí mezi nejvyužívanější. Obvykle se používá manžeta fixovaná na končetině, pomocí které je na chvíli zastaven průtok krve. V dalších podkapitolách jsou jednotlivé metody popsány. Oscilometrická metoda je podrobně rozebrána v kapitole 2.2.6.

### 2.2.1 Snímač pulsní vlny

Nejznámější je metoda digitální fotopletysmografie, viz obr. 2.3. Na prst je umístěna pletysmografická manžeta s diodou. Snímač bývá umístěn na posledním článku prstu, obvykle na ukazováčku nebo prostředníčku. Množství světla, které je absorbované tkáně, je úměrné objemu této tkáně. Během srdečního cyklu se objem tkáně liší, jelikož arterie pulzuje. Měří se okamžitá hodnota arteriálního tlaku pod manžetou. [1] [6] [7] [10] [11]

Využívá se tzv. Peňázovy metody, podle českého fyziologa Jana Peňáze. Jejím principem je, že pokud na arterii nevznikají žádné objemové pulzace a je v tzv. odtíženém stavu, je měřený tlak stejný jako arteriální tlak. Poté se tlaky ST a DT vypočítávají podobně jako u oscilometrické metody. [1] [6] [7] [10] [11]



Obr. 2.3: Schéma pro snímač pulzní vlny [8]

## 2.2.2 Auskultační metoda

Auskultační metoda je jedna ze základních metod využívaných běžně v ordinaci. Základem pro získání ST a DT je fonendoskop<sup>1</sup>, manžeta s balonkem a sfygmomanometr. Princip metody je na obr. 2.4.

Manžeta se fixuje na paži tak, aby hadička pro nafukování byla nad brachiální tepnou, na ni se pak přikládá fonendoskop. Brachiální tepna je uzavřena při nafouknutí manžety nad 180 mm Hg, nastane okluze. Manžeta je postupně vypouštěna ventilem, průtok krve je obnoven. Fonendoskopem se detekují Korotkovovy ozvy, které odpovídají srdečním ozvám. Ty postupně vymizí. Jakmile zaslechneme Korotkovovy ozvy, detekujeme jako ST a jakmile vymizí, detekujeme DT. Hodnoty tlaků se odečítají ze sfygmomanometru, který je napojen na manžetu, s nafouknutím rtuťový sloupec roste a pak klesá úměrně vyfukování manžety. [1] [6] [11]

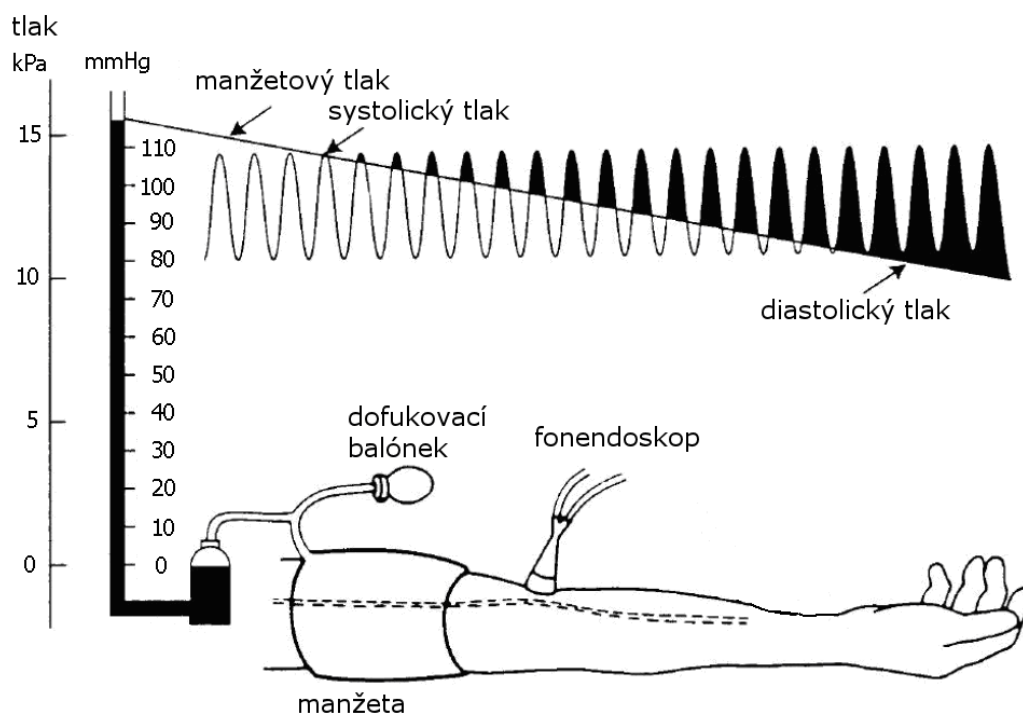
Korotkovovy zvuky jsou následkem turbulentního proudění krve a kmitání arteriální stěny. Dělí se na 5 fází:

- I. fáze – zvuky odpovídají srdečním ozvám a detekujeme ST.
- II. fáze – zvuky jsou stále slyšitelné a mají charakter šelestu
- III. fáze – zvuky začínají zeslabovat a vytrácet se
- IV. fáze – někdy slyšitelné u dětí a těhotných žen až do vyfouknutí manžety
- V. fáze – zvuky vymizí a detekujeme DT.

Sfygmomanometr se využíval a neustále využívá rtuťový, kdy se tlaky odečítají z rtuťového sloupce, který je napojen na manžetu. Další možností je automatický sfygmomanometr, kdy se Korotkovovy zvuky detekují pomocí mikrofonu a není potřeba fonendoskopu. ST a DT je pak stanoven pomocí výpočtů na základě změn energie zvukových vibrací. [1] [6] [11]

---

<sup>1</sup>Fonendoskop a stetoskop se často zaměňují. Funkčně jsou oba stejné, ale každý vypadá jinak. Fonendoskop obsahuje pružnou membránu, která přenáší zvuk přes hadičky do uší lékaře. Stetoskop je trubice, která převádí zvuk. Dnes se slova stetoskop a fonendoskop považují za synonyma, ale správně je fonendoskop.



Obr. 2.4: Princip auskultační metody [1]

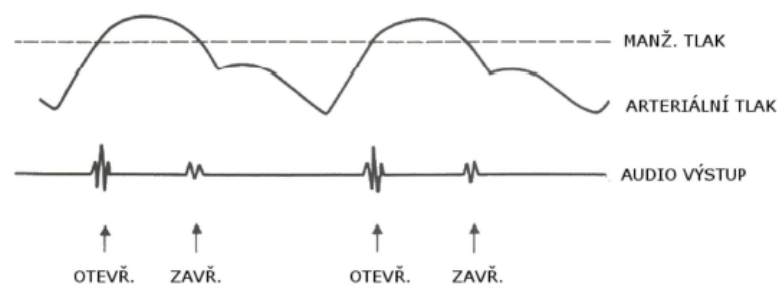
### 2.2.3 Ultrazvuková metoda

Při této metodě je využit Dopplerův jev spolu s manžetou. Ultrazvukový vysílač a přijímač jsou umístěny nad brachiální tepnou a obvykle jsou součástí manžety. Ta je umísťována stejně jako u auskultační metody. Jen v místě, kde je fonendoskop, jsou vysílač a přijímač ultrazvuku.

Měříme otevírání a zavírání arterie. Otvírání a zavírání korigujeme nafukováním manžety, viz obr. 2.5. Jakmile nafoukneme manžetu natolik, že oba zvukové jevy splynou, odpovídá tlak ST. Jakmile ozvy vymizí, jedná se o DT. [1] [10] [11] [12]

Další variantou použití ultrazvukové metody je, že pokud se manžeta vyfoukne, arteriální stěna se vrátí a způsobí fázový posun v odražené ultrazvukové vlně, tomu odpovídá ST. DT je zaznamenán jako bod, u kterého dochází k snížení pohybu arteriální stěny.

Tento způsob měření se využívá hlavně u kojenců a u dětí, ale také u pacientů, kde jsou Korotkovovy zvuky velice slabé. [1] [10] [11] [12]

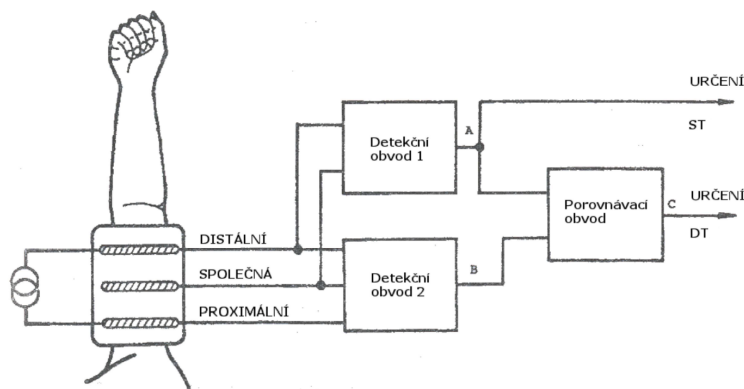


Obr. 2.5: Princip měření pomocí ultrazvuku [1]

### 2.2.4 Metoda impedanční reografie

Pro stanovení tlaků je využito změn impedance mezi třemi elektrodami, které se umísťují pod manžetu. Manžeta je opět umístěna na paži. Změny v průtoku krve způsobují, že dochází mezi elektrodami ke změnám impedance. Po nafouknutí manžety přestane proudit krev a impedance se nemění. Jakmile začneme snižovat tlak v manžetě a začne proudit krev, změna impedance se projeví v obvodu 2, který je na obr. 2.6. Jakmile je průtok obnoven úplně, změna impedance se projeví i v obvodu 1. [1] [6]

Tato metoda není moc využívána a pro pacienty s kardiovaskulárními problémy je hodně nepřesná. [1] [6]



Obr. 2.6: Schéma pro měření impedanční reografií [9]

### 2.2.5 Další metody měření

- Palpační metoda je metoda, pomocí které lze stanovit ST. Využívá se také manžety, ale je detekován tep, a to vymizení a objevení tepu. Jakmile zjistíme tep, je tlak v manometru vyhodnocen jako ST. [9]

- Infrazvuková metoda detekuje Korotkovovy nízkofrekvenční vibrace pod 50 Hz. ST a DT jsou vypočítány ze změn v energii infrazvukových vibrací. [1]

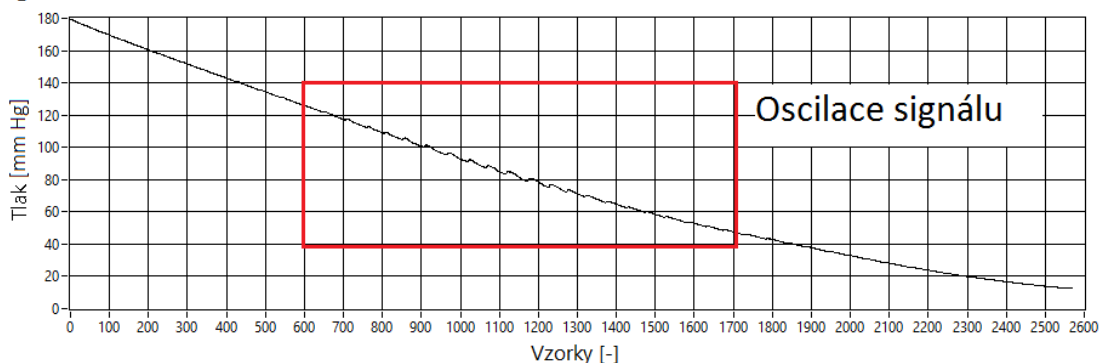
## 2.2.6 Oscilometrická metoda měření

Tato metoda začíná být hojně využívána nejen v ordinacích, ale i v domácnostech. Digitální tonometry jsou schopny nafouknout a vypouštět manžetu, nasnímat oscilometrické pulzace a pomocí algoritmu vyhodnotit SAT, ST a DT. Práce s těmito zařízeními je velmi jednoduchá, i když ne vždy jsou zařízení přesná. Každý výrobce má navíc svůj vlastní algoritmus na výpočet tlaků.

Základem oscilometrické metody je nasnímání oscilometrické křivky, viz obr. 2.7, z ní se vyhodnocují tlakové pulzace. Ty jsou generovány činností srdce a snímány pomocí manžety s tlakovým senzorem, která je upevněna na paži. Před zaznamenáním oscilometrické křivky se manžeta nafoukne a tím se přeruší krevní tok a tlakové pulzace. Během vypouštění manžety dochází k růstu a poklesu amplitudy pulzací. Maximální hodnota amplitudy pulzací odpovídá střednímu arteriálnímu tlaku. To lze vidět na obr. 2.7 a 2.8. Jedná se o měření pomocí jedné manžety, které se využívá dnes.

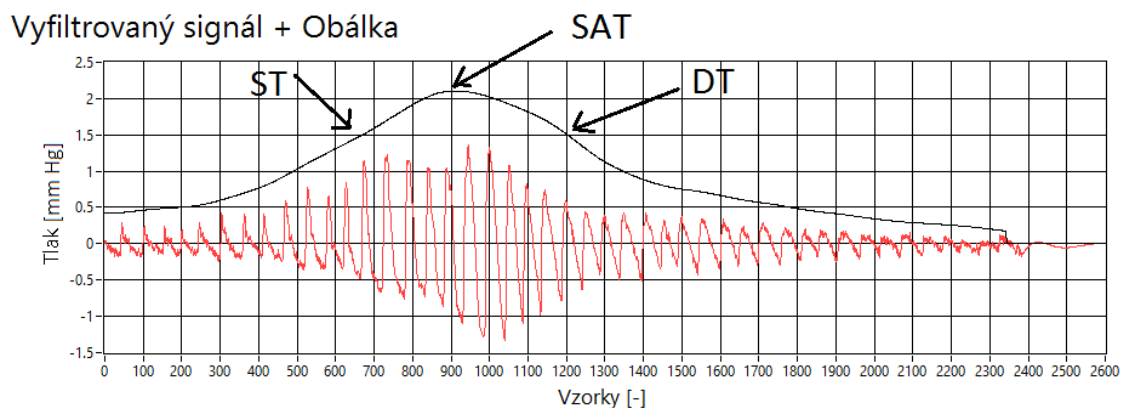
Hodnoty ST a DT jsou pak pomocí SAT vypočítány pomocí algoritmů, které jsou uvedeny v následujících podkapitolách.

Signál z LabPro



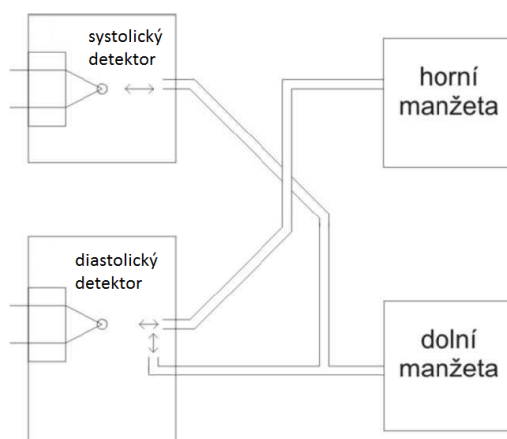
Obr. 2.7: Oscilometrická křivka

Měření pomocí dvou manžet bylo vyvinuto pro pacienty s Parkinsonovou chorobou, jelikož jejich ruce měly třes a oscilometrická metoda je citlivá na pohyb. První manžeta je umístěna na paži blíže ramenu a druhá blíže dlani. Pro měření se využívá dvou měřících komůrek, ve kterých jsou termistory. Horní manžeta je spojena s komůrkou pro detekci DT a dolní manžeta pak s oběma. Schéma propojení je na obr. 2.9. Jakmile se tlak v manžetách snižuje, objeví se pulzace v horní manžetě,



Obr. 2.8: Oscilometrická křivka po filtraci a s obálkou

jakmile se objeví i v dolní manžetě, detekujeme ST. Mezi pulzacemi z obou komůrek je fázový posun, jakmile vymizí, detekujeme DT. [9]



Obr. 2.9: Schéma pro měření se dvěma manžetami [9]

### Algoritmus výpočtu tlaků pomocí koeficientů

Protože je nám známá maximální amplituda oscilací v obálce signálu, která odpovídá SAT nalezenému v oscilometrické křivce, lze díky ní vypočítat ST a DT pomocí koeficientů. Tyto koeficienty jsou obvykle předem dány a pohybují se v rozmezí 0,4-0,9.

SAT je nalezen jako maximum v obálce vyfiltrovaného signálu. Po vynásobení SAT koeficientem  $k_S$  pro ST a  $k_D$  pro DT dostaneme hodnoty, jejichž polohy hledáme na původní oscilometrické křivce. Zde pak jsou naleznuty hodnoty tlaků ST a DT. Další možností je vynásobení SAT jen jedním koeficientem a z této hodnoty je pak

vypočítán druhý tlak. Opět ale pracujeme s obálkou a tlaky pak dohledáváme v oscilometrickém signálu. [1] [6]

Systolický tlak je tlak v manžetě větší než SAT tedy:

$$ST = k_S \cdot SAT \quad [mm \ Hg]. \quad (2.1)$$

Kdežto diastolický tlak je tlak menší než SAT a lze ho vypočítat jako:

$$DT = k_D \cdot SAT \quad [mm \ Hg]. \quad (2.2)$$

Koeficienty závisí na vlastnostech manžety, např. na rychlosti vyfukování. V literatuře lze najít přesně stanovené koeficienty. Bylo ale zjištěno, že čím více se hodnoty tlaků vzdalují od fyziologických hodnot, tím více koeficienty neodpovídají. [1] [6]

### **Algoritmus výpočtu tlaků pomocí derivace**

Algoritmus je podobný jako v předchozím případě. Opět pracujeme s obálkou a výsledné hodnoty poté nacházíme v původní oscilometrické křivce.

Pokud zderivujeme obálku oscilometrické křivky, pak nulová derivace odpovídá SAT, maximum derivace odpovídá ST a minimum derivace DT. DT tedy odpovídá maximálnímu sklonu křivky a ST minimálnímu. [1] [6]

### 3 OSCILOMETRICKÁ METODA V PROSTŘEDÍ LABVIEW

Pro návrh a implementaci oscilometrické metody využívám program LabVIEW a příslušenství k němu, LabPro pro naměření oscilometrické křivky a senzor Vernier s manžetou a ventilem. Program LabVIEW byl použit ve verzi *LabVIEW 2015 (32-bit)*

#### 3.1 LabVIEW, LabPro

LabVIEW (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) je programovací a vývojové prostředí, které využívá grafický programovací jazyk. Programy neboli virtuální nástroje (VI), jsou vytvářeny ve dvou rozhraní, a to front panel – čelní panel a block diagram – blokový diagram. Front panel funguje jako uživatelské rozhraní a block diagram obsahuje funkční prvky, tedy programový kód. Obě části jsou navzájem propojeny a fungují dohromady. [13] [14]

Snímání oscilometrické křivky a její přenos do programu je realizován pomocí systému LabPro a příslušenství pro měření krevního tlaku.



Obr. 3.1: LabPro [15]

LabPro, na obr. 3.1, je univerzální rozhraní pro sběr dat ze senzorů Vernier. Pro nás důležitá specifikace je maximální vzorkovací frekvence 50 kHz. [15]

Pro připojení manžety k LabPro se využívá senzor krevního tlaku, na obr. 3.2. Senzor převádí tlak, který je měřen v manžetě, na výstupní napětí, které je následně snímáno v LabPro. Pro nafouknutí a následné vypouštění manžety je potřeba ventil, který je kalibrován na rychlost vypouštění 3 mm Hg/s. Další specifikace senzoru jsou uvedeny v tabulce 3.1. [15] [16]





Obr. 3.2: Manžeta a blood pressure sensor [16]

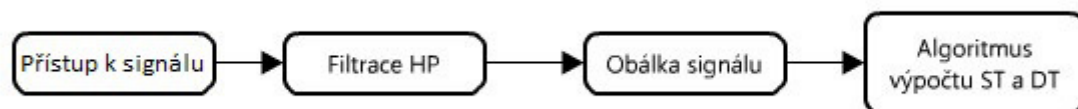
Rozmezí tlaků	0 – 258 mm Hg
Maximální tlak	1550 mm Hg
Přesnost	$\pm 1$ mm Hg
Doba odezvy	1 m s

Tab. 3.1: Specifikace blood pressure sensor [16]

### 3.2 Implementace oscilometrické metody

Byly vytvořeny dva programy s rozdílným přístupem k datům. První program data snímá pomocí rozhraní LabPro a naměřenou oscilometrickou křivku ukládá do textového dokumentu. Druhý program načítá oscilometrickou křivku ze souboru. Součástí obou programů je implementace dvou oscilometrických metod výpočtů tlaků. První program, který zaznamenává oscilometrickou křivku, umožňuje i měřit tlak auskultační metodou.

Zpracování signálu lze rozdělit na čtyři dílčí celky. Kromě prvního bloku *Přístup k signálu* je schéma na obr. 3.3 totožné pro oba programy.



Obr. 3.3: Schéma programu na výpočet tlaků

### 3.2.1 Přístup k oscilometrické křivky

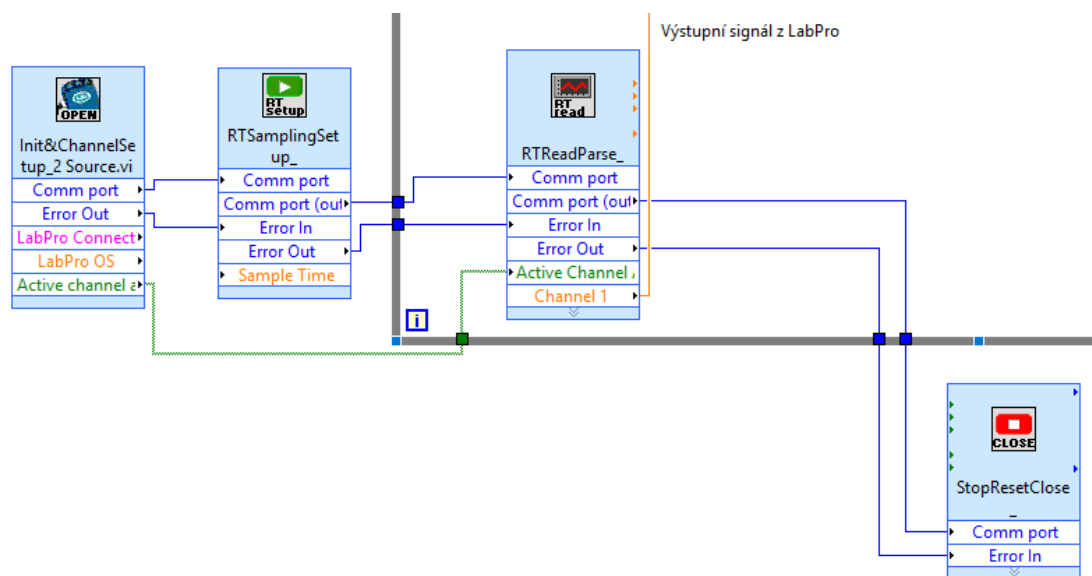
Snímání oscilometrické křivky probíhá pomocí rozhraní LabPro. Manžeta je připojena přes tlakový senzor k LabPro, které pomocí USB propojíme s počítačem. Pomocí funkčních bloků *LabPro Express*, které najdeme v *User Libraries*, načítáme signál do programu LabVIEW. V druhém případě je oscilometrická křivka uložena v textovém dokumentu. Po zadání cestky k tomuto souboru se křivka načte a je možné s ní pracovat.

#### Snímání z LabPro

Na obr. 3.4 jsou zobrazeny všechny potřebné funkční bloky, pro načtení signálu z rozhraní LabPro. Kód je nadále zpracováván ve **While loop**. Jednotlivé bloky na obr. 3.4 načítají signál podle určitých parametrů.

V prvním bloku si zvolíme, přes který kanál signál načítáme a v jakém režimu. Zvolený režim je *AUTO-ID*, který sám rozpozná, v jakých veličinách je signál načítán. V tomhle případě se automaticky zvolí jako veličina mm Hg.

U druhého bloku volíme vzorkovací frekvenci. V našem případě je vzorkovací frekvence nastavena na 58 Hz. Tato hodnota je maximální možná dosažená pro zapojení a pro účely oscilometrické metody je hodnota dostačující. Další blok nám vrátí načtený signál, který lze dále zpracovávat, poslední blok ukončí načítání z LabPro.

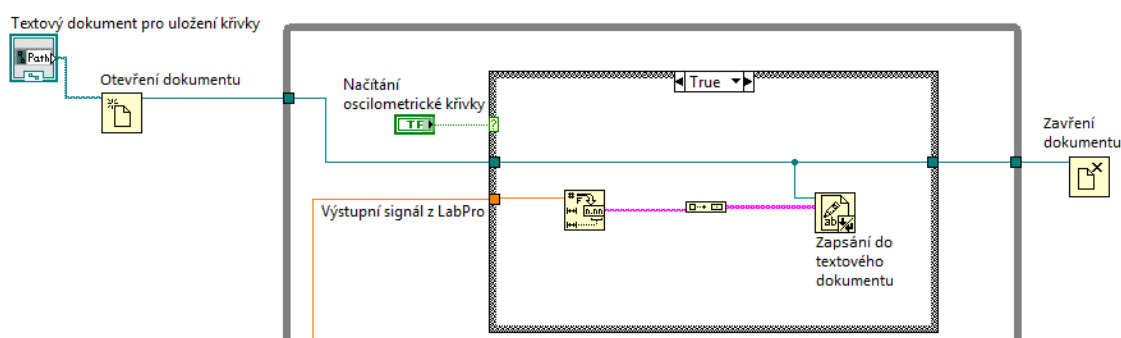


Obr. 3.4: Funkční bloky LabPro pro načtení signálu

## Uložení oscilometrické křivky

Dalším krokem při snímání oscilometrické křivky z LabPro je uložení signálu, jehož funkční bloky lze vidět na obr. 3.5. Uložení probíhá v **Case Structure**. Poté co máme manžetu nasazenou na ruce snímané osoby a dostatečně nafouknutou, spustíme tlačítkem smyčky pro snímání signálu.

V rámci smyčky se signál, který je načítán ve formě čísel, převede na text a poté je pomocí bloku **Write To Text File** zapisován do textového dokumentu. Pro práci s tímto dokumentem jsou potřebné bloky **Open File** a **Close File**, které otevřou a zavřou soubor, se kterým pracujeme. U bloku **Open File** zadáváme cestu, tedy přístup k souboru, do kterého chceme ukládat signál.



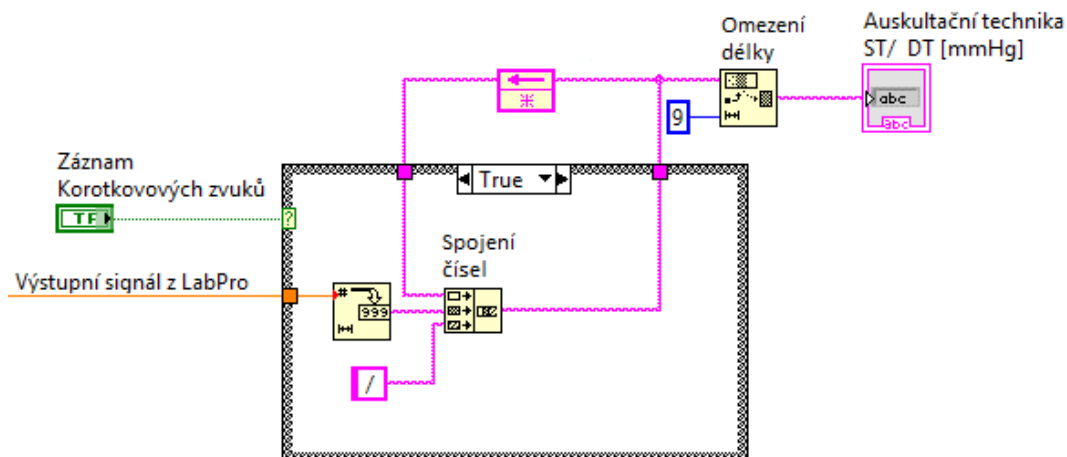
Obr. 3.5: Uložení signálu do textového dokumentu

## Záznam Korotkovových zvuků

Při snímání signálu lze využít program i pro práci s auskultační metodou. V tomto případě je nutné mít fonendoskop. Pro záznam tlaků je použita část bloků na obr. 3.6.

Přiložením fonendoskopu během měření na arterie brachialis lze slyšet Korotkovovy ozvy, které zaznamenáme. Záznam první a poslední ozvy je realizován pomocí tlačítka. Tímto způsobem získáme hodnoty ST a DT z auskultační metody.

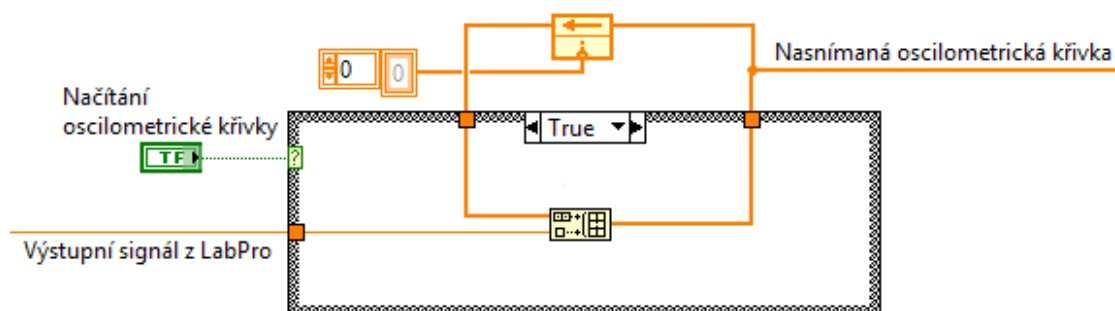
Hodnoty tlaků, které označíme, se vypíší ve Front panelu. Po zmáčknutí tlačítka se příslušná hodnota tlaku označí a poté uloží. To je provedeno podobně jako v kapitole 3.2.1 *Uložení oscilometrické křivky*. Tentokrát hodnoty neukládáme, ale pomocí bloku **Concatenate String** je seřazujeme za sebe.



Obr. 3.6: Vyznačení Korotkovových šelestů

### Přímé zpracování signálu z LabPro

Kromě ukládání oscilometrické křivky slouží program i pro přímé zpracování signálu. Snímaný signál z LabPro je rovnou zpracováván. K načtení signálu slouží funkční bloky na obr. 3.7. Opět je použita **Case Structure**, ve které se postupně jednotlivé vzorky signálu ukládají přes blok **Build array**. Tím zajistíme, že je signál dál zpracováván v celé délce.

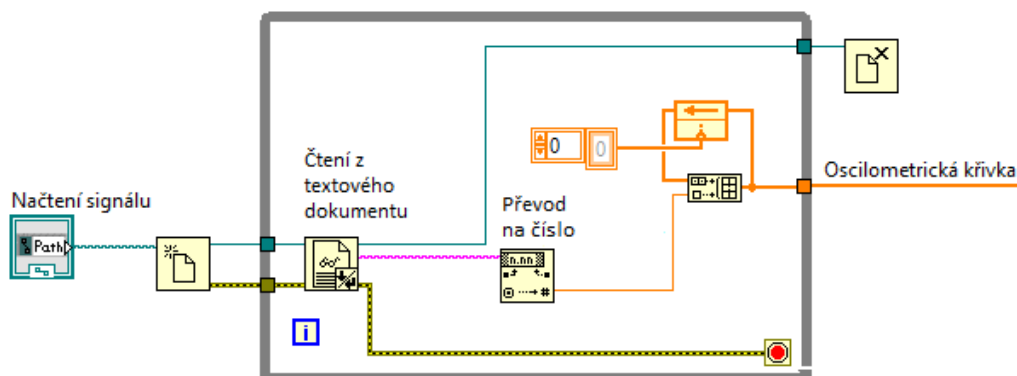


Obr. 3.7: Načítání signálu z Labpro pro další zpracování

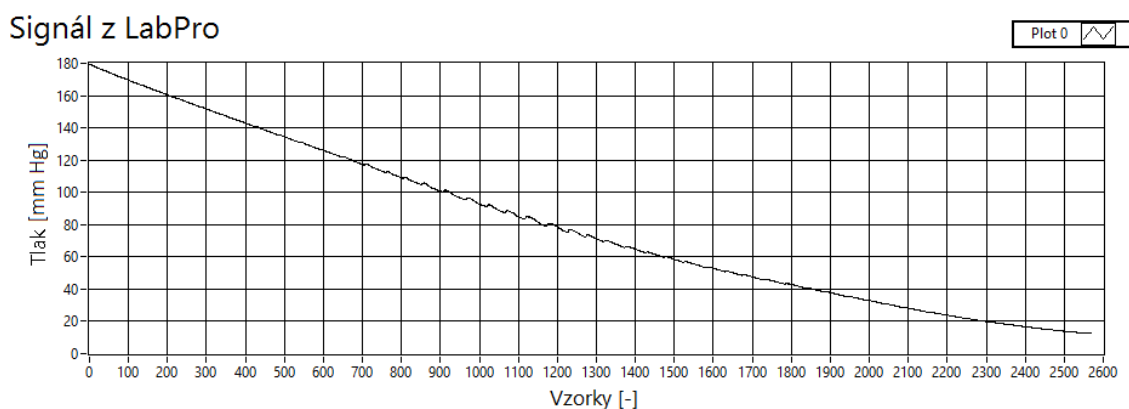
### Načtení signálu ze souboru

Uložený signál lze dále využít v druhém programu. Ten jako jediný uplatní přístup k signálu ze souboru, do kterého jsme si uložili signál v podkapitole 3.2.1 *Uložení oscilometrické křivky*. Jak vidíme na obr. 3.8, probíhá načítání ze souborů ve smyčce **While Loop**. Opět je použito bloků na otevření a zavření souboru, ze kterého načítáme signál.

Ve smyčce je hlavním blokem **Read From Text File**, kde je důležité zvolit čtení po řádcích. Díky tomuto bloku je signál načítán z textového souboru. Poté je převeden z textu na čísla a uložen pomocí bloku **Build Array**. Tím načteme celý signál, který je zobrazen na obr. 3.9.



Obr. 3.8: Funkční bloky pro načtení signálu z textového dokumentu



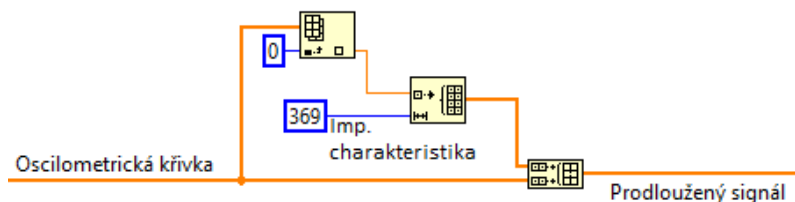
Obr. 3.9: Naměřený signál z LabPro

### 3.2.2 Filtrace HP

Jakmile máme zajištěný přístup k oscilometrické křivce, tak signál prodloužíme. Prodloužení slouží k tomu, abychom neztratili důležitá data. Poté je signál filtrován horní propustí. Následně je ještě provedeno odečtení trendu. Před vytvořením obálky je ještě proveden algoritmus výpočtu tepu.

## Prodloužení

Signál, který byl nasnímán z LabPro nebo načten z dokumentu, je prodloužen ze začátku o délku impulsní charakteristiky tak, že nové hodnoty jsou rovny první hodnotě v signálu. Funkční bloky, které signál prodlouží, jsou zobrazeny na obr. 3.10.



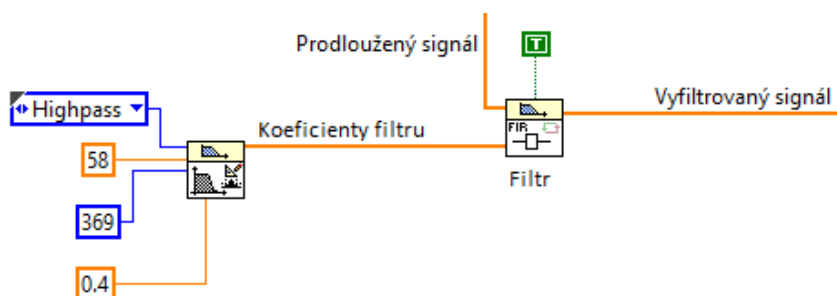
Obr. 3.10: Funkční bloky pro prodloužení signálu

## Filtrace

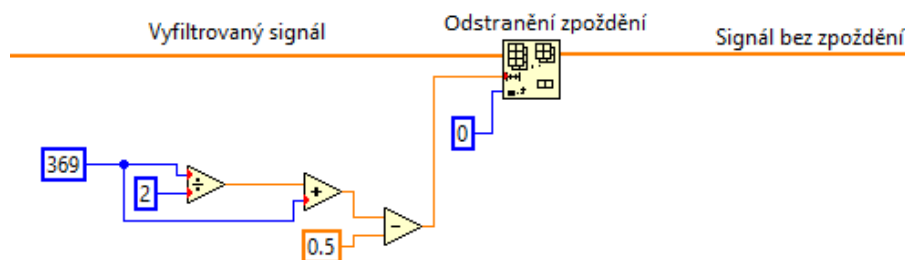
Po prodloužení je realizována filtrace dvěma funkčními bloky, **FIR Coefficients** a **FIR Filter**, viz obr. 3.11.

V rámci prvního bloku jsou zadány parametry filtru. Po přezkoušení byla nalezena nejvhodnější hodnota impulsní charakteristiky 369. Tato hodnota byla zvolena podle frekvenční charakteristiky filtru, která je na obr. 3.13. Dále zadáváme vzorkovací frekvenci, která byla zmiňovaná u načítání signálu z LabPro v kapitole 3.2.1, její hodnota je 58 Hz. Dalšími parametry jsou mezní frekvence 0,4 Hz [17] a typ filtru *Bandpass* neboli pásmová propust.

Druhý blok provádí samotnou filtraci pomocí zadaných koeficientů.

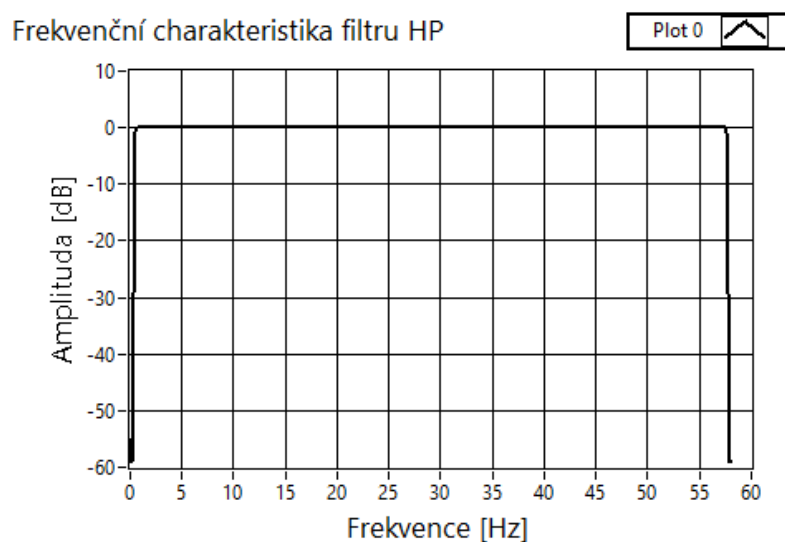


Obr. 3.11: Funkční bloky realizující filtraci



Obr. 3.12: Odstranění prodloužení a zpoždění

Po průchodu signálu filtrem je nutné odstranit zpoždění, viz obr. 3.12, proto jsme si na začátku signál prodloužili.

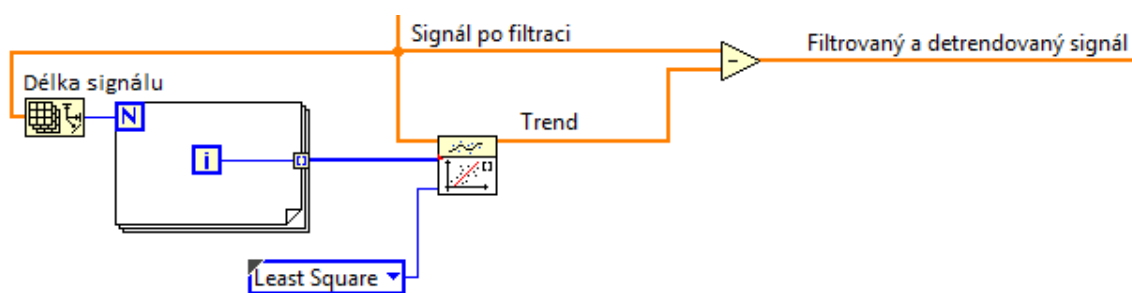


Obr. 3.13: Frekvenční charakteristika filtru HP

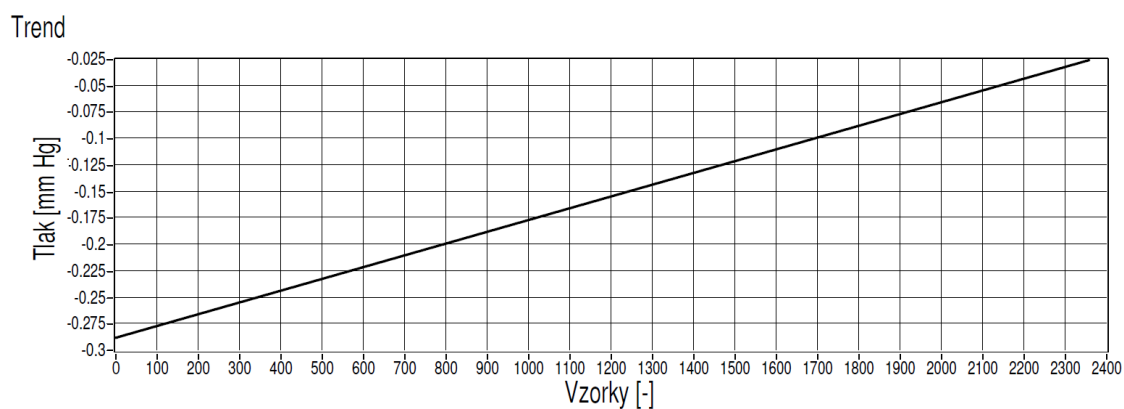
### Odstranění trendu

Posledním krokem filtrace je vyfiltrování trendu, abychom se ujistili, že signál má správný průběh a následné nalezení maxima nebude zkreslené. Toho docílíme tak, že od vyfiltrovaného signálu, který už je zkrácen, odečteme lineární trend signálu.

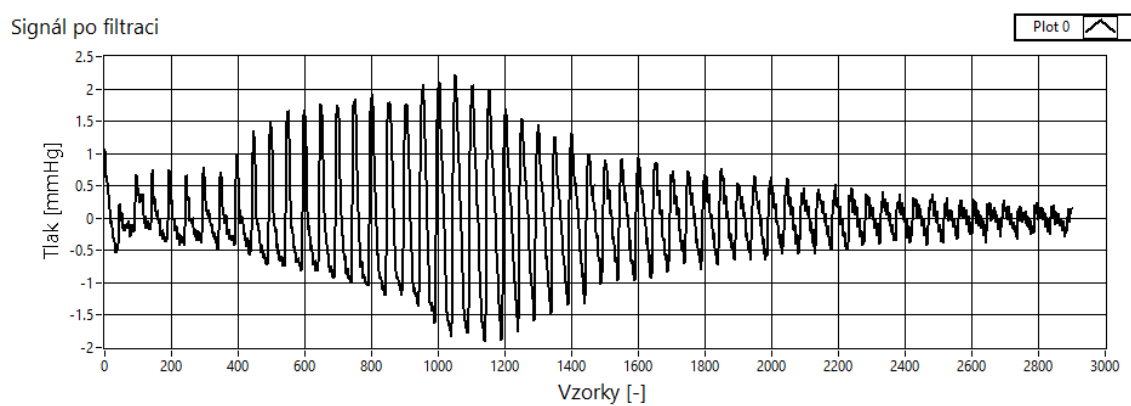
Funkční bloky pro odečtení trendu jsou na obr. 3.14. Výpočet lineárního trendu je proveden pomocí metody nejmenších čtverců. Vlastní výpočet trendu provádí blok *Linear Fit*. Na obr. 3.15 lze vidět obvyklý lineární trend signálu po filtraci HP. Filtrovaný a detrendovaný signál je vykreslen na obr. 3.16.



Obr. 3.14: Odečtení trendu



Obr. 3.15: Lineární trend filtrovaného signálu

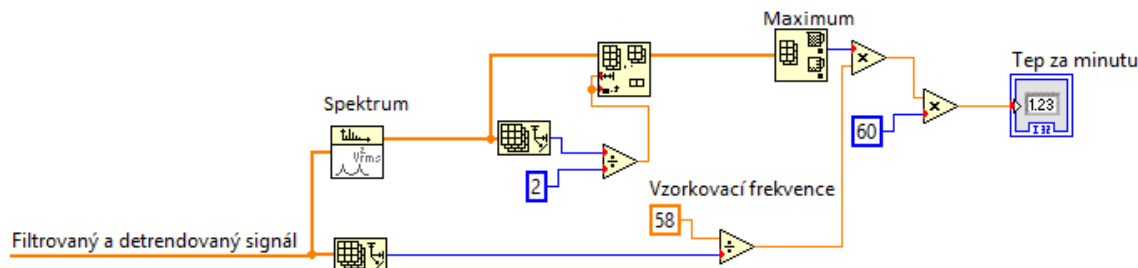


Obr. 3.16: Signál po filtraci



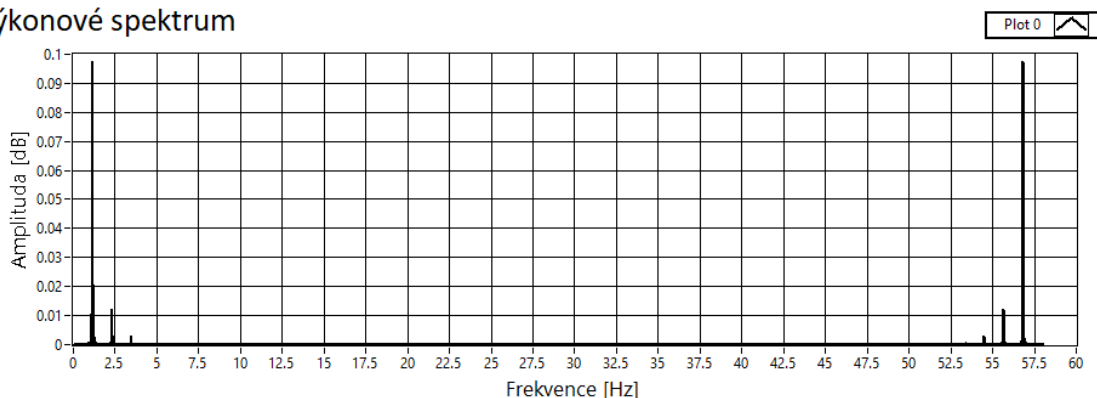
## Výpočet tepu

Po odečtení trendu je možné z vyfiltrované oscilometrické křivky vypočítat tep. Realizace algoritmu výpočtu je na obr. 3.17. Hlavním krokem algoritmu je **Power spectrum**. Tento blok vypočítá výkonové spektrum, viz obr. 3.18. Ze spektra určíme maximum, kterému přiřadíme správnou frekvenci a poté dopočítáme tep, kdy 1 Hz odpovídá 1 tepu za sekundu. Správná frekvence byla vypočítána pomocí vzorkovací frekvence a délky signálu. Výsledný tep je pak v minutách.



Obr. 3.17: Algoritmus výpočtu tepu

## Výkonové spektrum



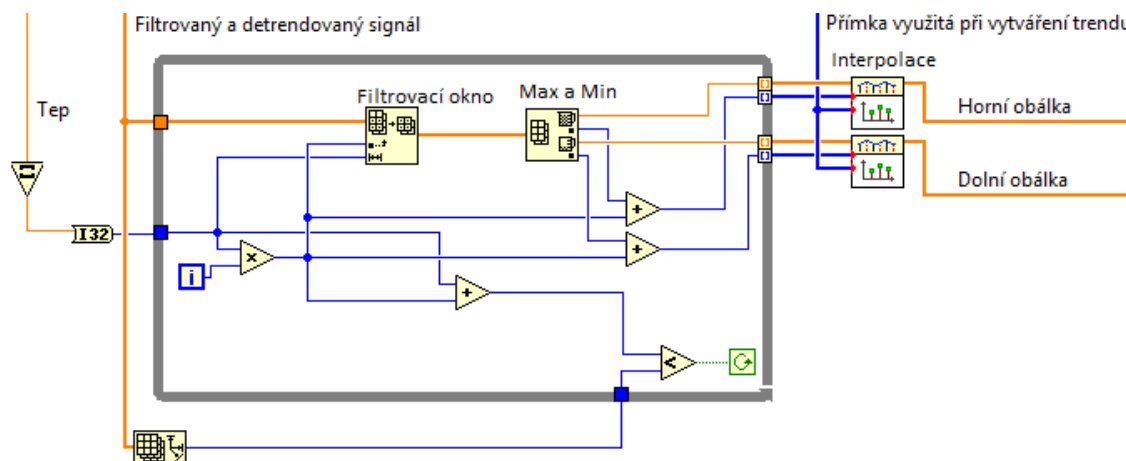
Obr. 3.18: Výkonové spektrum filtrovaného detrendovaného oscilometrického signálu

### 3.2.3 Obálka

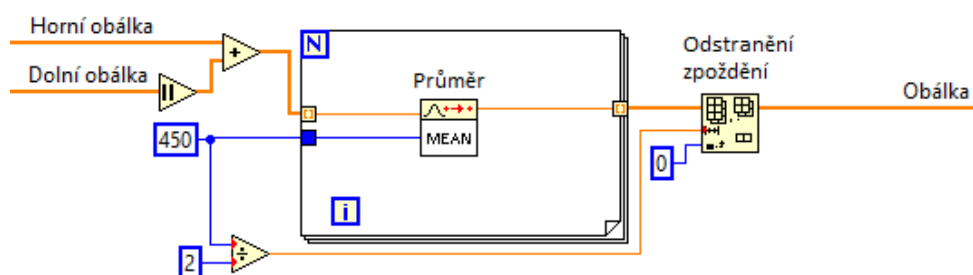
Po filtraci následuje vytvoření obálky signálu. Tato část je realizovaná ve **While Loop**. Okno o velikosti odpovídající tepové frekvenci prochází signál a vybírá lokální maxima a minima. Tím se vytvoří obálka, která je následně interpolována blokem **Interpolate 1D**. Tato část programu je zobrazena na obr. 3.19.

Aby byly vzaty do úvahy kladné i záporné kmity, tak se vytvoří obálka jak z kladné, tak i ze záporné části. Poté se obě části odečtou. V tomto případě je to řešeno způsobem, kdy ke kladné obálce přičteme absolutní hodnotu záporné obálky.

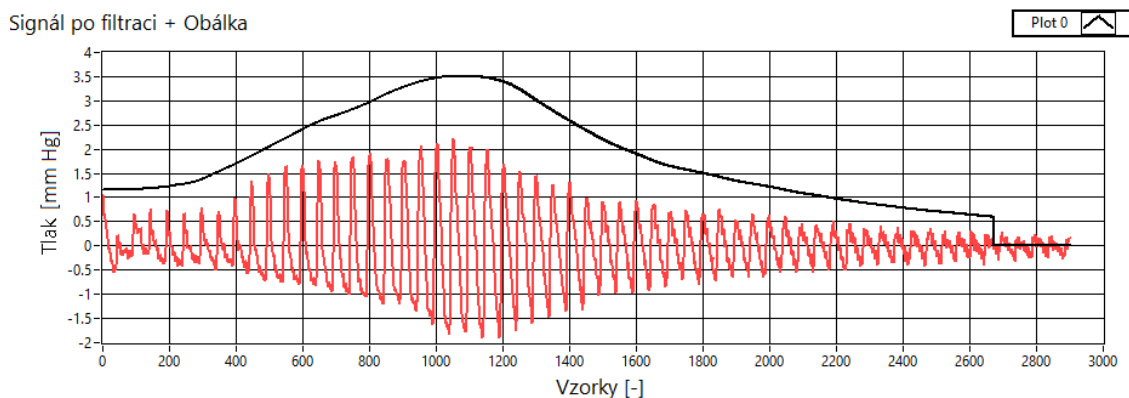
Pro vyhlazení obálky se provede průměrování s délkou okna 450 vzorků, viz obr. 3.20. Délka okna byla opět zkoušením ustanovena na tuto hodnotu, kdy byl signál dostatečně vyhlazen, ale byl zachován průběh. Výsledná vyhlazená obálka je zobrazena na obr. 3.21.



Obr. 3.19: Vybrání lokálních maxim a minim pro tvorbu obálky



Obr. 3.20: Zprůměrování obálky a odečtení zpoždění



### 3.2.4 Algoritmus výpočtu ST a DT

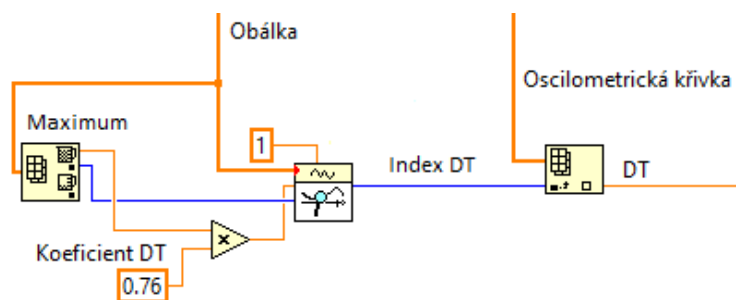
## Algoritmus výpočtů pomocí koeficientů

V prvním případě je volen algoritmus výpočtu tlaků pomocí koeficientů  $k_D$  a  $k_S$  a již známého SAT.

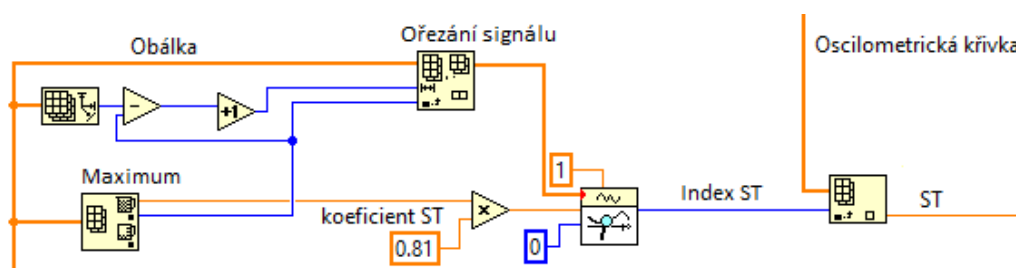
Pro výpočet DT násobíme SAT koeficientem  $k_D$  a poté tuto hodnotu přivedeme na funkční blok **Search Waveform** spolu s obálkou signálu a indexem maxima jako počátečním indexem, viz obr. 3.23. Tento blok hledá hodnotu co nejvíce podobnou té, kterou přivádíme na vstup. Výstupem je index (pozice) této hodnoty v obálce. Pomocí indexu pak nalezneme hodnotu DT v původní oscilometrické křivce.

U ST násobíme SAT koeficientem  $k_S$ , jinak je algoritmus obdobný až na dvě věci, viz obr. 3.24. Počáteční index vyhledávání je 0 místo indexu maxima obálky a od obálky je potřeba smazat sestupnou část signálu, tedy tu, která následuje po SAT hodnotě. To je řešeno opět blokem **Delete From Array**.

Hodnoty tlaků jsou pak vypsány ve tvaru ST/DT v mm Hg. Před vypsáním je nutné převést hodnoty tlaků z číselného typu na datový typ *String*. K tomu je použit blok **Num to Decimal String**, který nám zároveň provede zaokrouhlení na celé číslo stejně jako v případě SAT v obr. 3.22



Obr. 3.23: Výpočet DT pomocí koeficientu



Obr. 3.24: Výpočet ST pomocí koeficientu

Koeficienty  $k_D$  a  $k_S$  jsou optimalizovány pomocí skriptu **Optimalizace koeficientů** v programovém prostředí *Matlab R2014a*.

Do skriptu byly načteny oscilometrické křivky a k nim obálky. To bylo provedeno pomocí vytvořené funkce **nacteni**, která načte signály a upraví je na požadovaný tvar tak, aby bylo snadné s nimi dále pracovat.

Pomocí funkce **maximum** bylo v obálce nalezeno maximum, následně byla k této hodnotě dohledána odpovídající hodnota v oscilometrické křivce a nalezen tak SAT.

Pro další postup byly do programového prostředí nahrány odpovídající hodnoty tlaků podle auskultační metody a vektor koeficientů, z kterého se bude vybírat ten nejvhodnější. Tento vektor obsahoval hodnoty koeficientů od 0,45 do 0,95 s krokem 0,01.

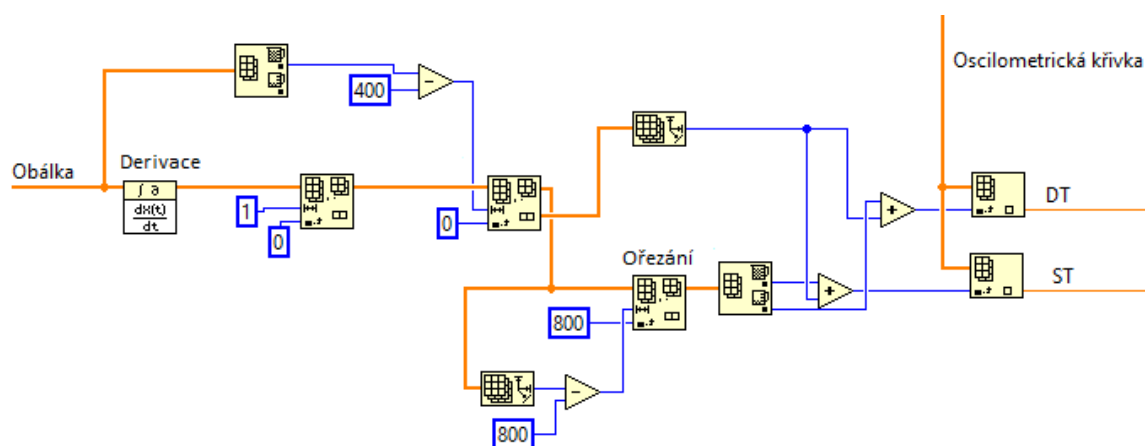
Ve funkci **tlak** byl pak realizován výpočet tlaků jako u LabVIEW. Byla vytvořena matice tlaků, kde řádky odpovídají jednotlivým koeficientům a sloupce jednotlivým vybraným signálům. Od tohoto kroku byl výpočet realizován pro oba tlaky zvlášť.

Z matice tlaků je dále odvozena matice odchylek, která udává, o kolik se liší hodnoty tlaků z matice tlaků od tlaků změřených auskultační metodou. Poté jsou odchylky příslušné konkrétnímu koeficientu sečteny. Výsledné sumy odchylek jsou porovnávány a nejmenší suma značí optimální koeficient.

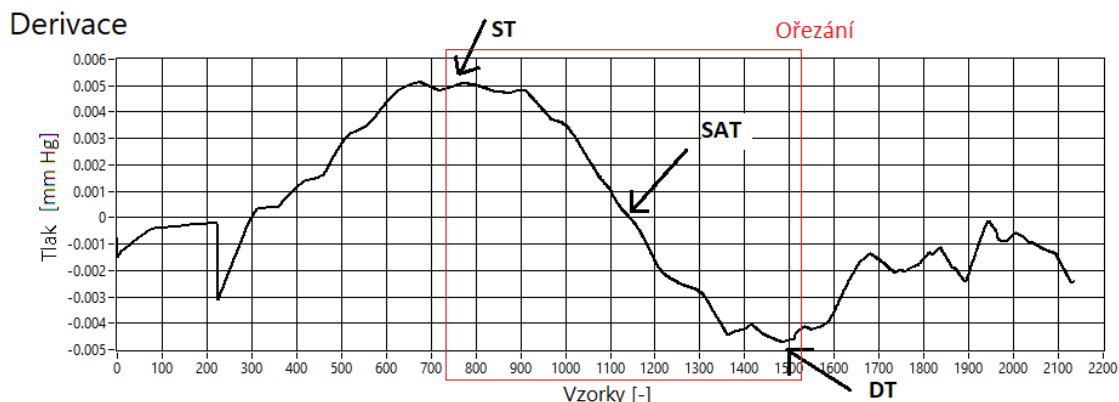
Optimalizace byla provedena na 5 nejlépe změřených signálech pomocí auskultační techniky. Koeficienty byly zvoleny pro ST  $k_S = 0.81$  a pro DT  $k_D = 0.76$ .

### Algoritmus výpočtů pomocí derivace

Pro výpočet ST a DT byla provedena derivace obálky pomocí bloku **Derivative**. Poté byl signál upraven, tak aby bylo nalezení maxima a minima přesnější. V okně o velikosti 400 vzorků, které je orientováno nalevo i napravo od SAT (průchodu nulou), bylo následně nalezeno maximum a minimum odpovídající ST a DT, viz obr. 3.26. K indexům minima a maxima byla přičtena délka signálu zkráceného zleva. Poté byly indexy (polohy) přiřazeny ke správné hodnotě tlaků v původním signálu. Všechny funkční bloky realizující algoritmus popsany výše jsou na obr. 3.25.



Obr. 3.25: Funkční bloky pro výpočet ST a DT pomocí derivace



Obr. 3.26: Derivace obálky

### 3.2.5 Jak pracovat s programy

Jak už je uvedeno v kapitole 3.2 pro testování byly vytvořeny dva programy. Kromě přístupu k oscilometrické křivce oba programy v *Block diagramu* obsahují ten samý postup.

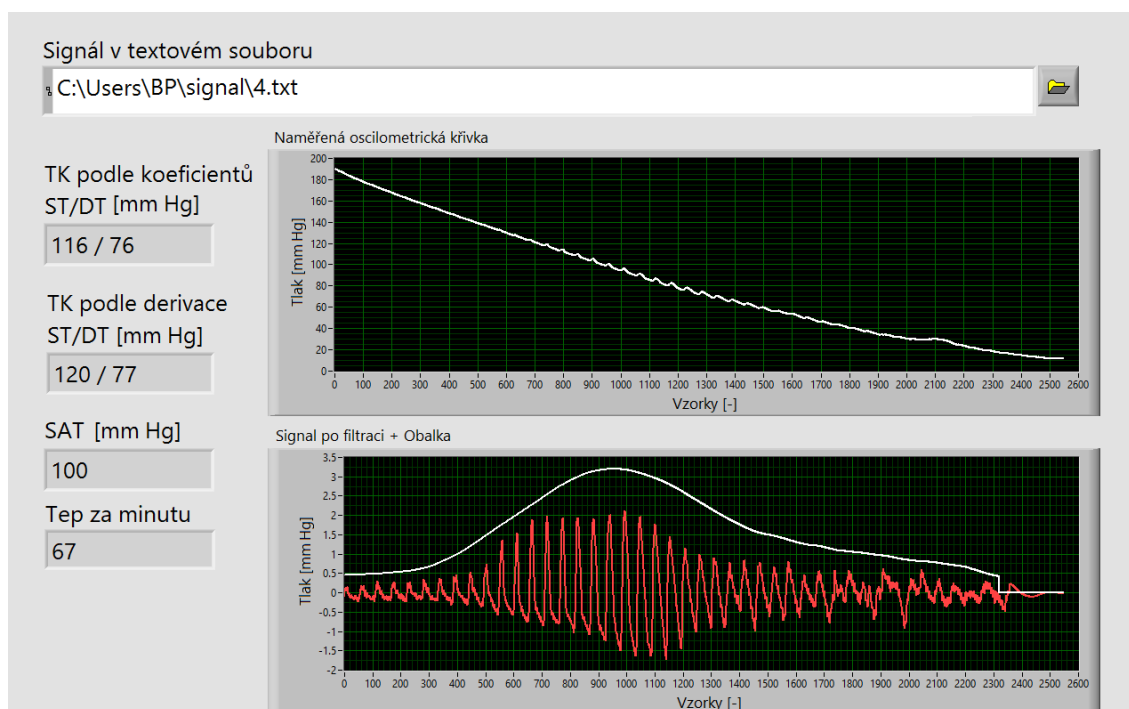
Program **TK** načítá oscilometrickou křivku z textového dokumentu, ve kterém byla tato křivka už uložena, poté provede algoritmy výpočtu tlaků a tyto hodnoty zobrazí.

Front panel obsahuje jak originální signál, tak vyfiltrovaný signál s obálkou. Dále obsahuje čtyři textová pole typu **String**, která obsahují tlaky ST a DT vypočítané podle koeficientů a derivace, SAT a tepovou frekvenci. Poslední pole je **File Path**, neboli pole, kam se zadá cesta k souboru, ze kterého oscilometrickou křivku načítáme. Tento panel je na obr. 3.27.

V případě druhého programu, **TKprime**, který je na obr. 3.28, je nutné připojit k počítači LabPro s manžetou. Pokud chceme měřit i auskultační techniku potřebujeme ještě fonendoskop. Před spuštěním programu je nutné mít připravené měření. Tzn. pacient sedí v klidu a manžetu má umístěnou na paži, vyšetřující si popřípadě připraví fonendoskop. Po spuštění programu manžetu nafoukneme minimálně na 180 mm Hg, pokud je to možné, tak ideální hodnota je kolem 200 mm Hg. Takhle vysoký tlak pro nafouknutí manžety je zvolen proto, abychom předešli ztrátě informací v následném zpracování křivky.

Jakmile máme manžetu nafouknutou na požadovanou hodnotu, zmáčkne tlačítko pro načítání. V tomhle okamžiku se začne oscilometrická křivka načítat. Manžetu necháme postupně vyfukovat a snažíme se, aby v signálu nebyly pohybové artefakty apod.

Pokud měříme i auskultační metodu, tak v rámci vyfukování manžety máme přiložený fonendoskop a při registraci Korotkovových zvuků, tj. když zaslechneme



Obr. 3.27: Front panel programu TK, který zpracuje oscilometrickou křivku ze souboru

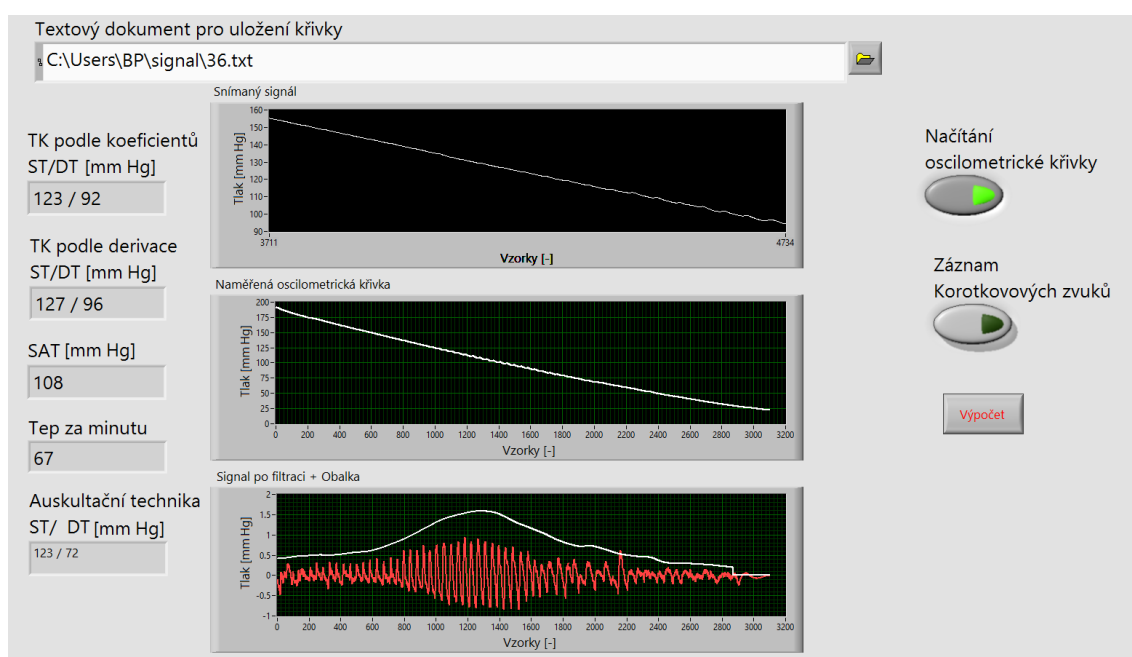
ozvy a poté když vymizí, stlačíme tlačítko pro záznam.

Kromě dalšího pole pro vypsání tlaku podle auskultační metody obsahuje front panel stejné pole a grafy jako v předchozím případě v programu **TK**. Pouze pole **File Path** slouží k zadání cesty pro textový dokument, do kterého se oscilometrická křivka bude ukládat.

Pro uložení oscilometrické křivky je nutné si vytvořit prázdný textový dokument. Pro další práci s touto křivkou je potřeba v dokumentu vymazat poslední řádek, kam se uložila prázdná hodnota, ta by narušila průběh zpracování signálu.

Po změření oscilometrické křivky spustíme algoritmus výpočtu tlaků pomocí tlačítka **Výpočet**. Poté program vyhodnotí všechny tlaky i hodnoty z auskultační metody.

Pro nové měření je nutné zmáčknout tlačítko pro načítání, aby nezůstalo svítit. Při novém spuštění programu se graf načítání oscilometrické křivky vynuluje a zbylé grafy a pole se přepíše po provedení výpočtu.



Obr. 3.28: Front panel programu TKprime, který zpracuje oscilometrickou křivku z Labpro pro přímé měření TK



## 4 VÝSLEDKY A SROVNÁNÍ OSCILOMETRICKÉ A AUSKULTAČNÍ METODY

V rámci oscilometrické i auskultační metody jsem využívala manžetu a ventil, který je kalibrován na rychlost vypouštění 3 mm Hg/s. Pro naměření oscilometrické křivky a zaznamenání tlaků pomocí auskultační metody bylo využito rozhraní LabPro a vytvořený program v LabVIEW. V důsledku toho nedocházelo ke změně tlaků během měření, neboť byly obě metody měřeny ve stejnou chvíli. Pro naměření tlaků auskultační metodou byl využit fonendoskop. Pro měření bylo stěžejní, aby měřící osoba seděla v klidu, nehýbala rukou, nemluvila apod.

Pro srovnání jednotlivých metod měření krevního tlaku byla vytvořena tabulka 4.1 se všemi naměřenými hodnotami. U měřených osob byly zaznamenány základní informace, jako je pohlaví, věk a váha. Dále tabulka obsahuje hodnoty tepové frekvence, které byly nasnímané pomocí oscilometrické křivky. Poté jsou uvedeny hodnoty SAT, které byly u oscilometrické metody pro oba algoritmy vypočítány stejně. Nakonec hodnoty tlaků podle auskultační metody, podle oscilometrické metody, jak pomocí koeficientů, tak pomocí derivace.

Měření	Pohlaví	Věk	Váha [kg]	Tep [tep/min]	SAT [mm Hg]	Auskul. ST/DT [mm Hg]	Oscilom. ST/DT [mm Hg]	
							Koeficienty	Derivace
1	Ž	20	55	62	80	92/54	96/62	102/58
2	Ž	71	50	66	87	114/66	102/70	105/73
3	Ž	71	50	67	103	132/68	120/77	131/73
4	Ž	71	50	65	83	106/63	103/64	103/67
5	M	25	88	99	111	136/92	127/77	127/96
6	M	25	88	93	105	134/97	122/82	120/96
7	Ž	20	55	67	86	100/60	100/67	96/64
8	M	45	80	73	99	127/83	118/84	116/89
9	M	45	80	70	95	114/82	113/80	110/85
10	Ž	35	72	76	90	121/86	106/74	113/74
11	Ž	49	74	76	88	101/72	103/71	111/68
12	Ž	35	72	60	82	124/82	105/64	108/55
13	Ž	49	74	75	89	98/79	101/74	113/73
14	Ž	45	64	73	98	104/77	114/85	121/85
15	Ž	45	64	73	94	99/78	110/81	113/81
16	M	47	75	68	101	121/94	117/85	119/84
17	M	47	75	76	97	122/92	113/82	116/85
18	M	49	74	68	107	139/84	121/91	119/93
19	Ž	46	89	92	90	117/85	105/72	108/74
20	M	57	62	91	87	100/69	102/73	92/76
21	Ž	21	50	72	84	102/50	100/60	99/60
22	M	25	90	68	104	129/90	132/85	125/85
23	Ž	21	50	68	77	92/50	97/57	101/62
24	M	22	79	54	83	129/64	98/66	92/70
25	M	22	79	56	81	105/73	98/70	98/63
26	M	22	79	55	91	107/76	103/74	102/72
27	Ž	21	70	77	83	96/56	97/64	100/73
28	Ž	21	70	76	76	105/53	93/60	91/58
29	Ž	21	70	82	81	107/51	96/67	95/69
30	Ž	22	62	63	78	101/51	92/63	102/71
31	Ž	22	62	64	74	90/46	90/56	93/59
32	Ž	22	62	63	73	88/53	88/52	91/50
33	Ž	22	47	93	81	99/49	100/59	102/61
34	Ž	22	60	61	79	123/70	95/59	112/47
35	Ž	22	47	69	88	102/68	103/74	96/79
36	Ž	20	57	67	95	118/57	106/83	108/90
37	Ž	20	57	63	93	120/65	107/75	107/90

Tab. 4.1: Výsledky měření tlaků auskultační a oscilometrickou metodou

Pro lepší zhodnocení byly hodnoty vyneseny do grafů, poté byly hodnoty proloženy lineární regresní přímkou, která má vzorec:

$$y = ax + b. \quad (4.1)$$

Ze vzorce byly následně vypočítané regresní koeficienty. Regresní koeficient  $a$  udává sklon přímky a v ideálním případě by byl roven 1. Sklon regresní přímky vyjadřuje o kolik se změni proměnná  $Y$  při změně  $X$ . Dále byl vypočítán Pearsonův korelační koeficient, který udává míru lineární závislosti mezi dvěma proměnnými. Koeficient nabývá hodnot v intervalu  $\langle -1; 1 \rangle$ . Pokud je  $\rho = 0$ , pak jsou proměnné lineárně nezávislé. Pro  $\rho > 0$  hodnoty jedné proměnné rostou, pak rostou i hodnoty druhé proměnné. Pro  $\rho < 0$  u proměnné s rostoucí hodnotou klesají hodnoty druhé proměnné a naopak. Hodnoty  $\rho = 1$  a  $\rho = -1$  jsou obě proměnné lineárně závislé. [18]

Výpočty koeficientů byly provedeny v programu **Matlab**. Pro výpočet regresní přímky byl použit příkaz `cftool(X,Y)`, který zobrazí jak graf s regresní přímkou, tak i rovnici a koeficienty přímky. Pro výpočet korelačního koeficientu bylo využito vzorce:

$$\rho = \frac{\text{cov}(X, Y)}{(\text{std}(X) \cdot \text{std}(Y))}, \quad (4.2)$$

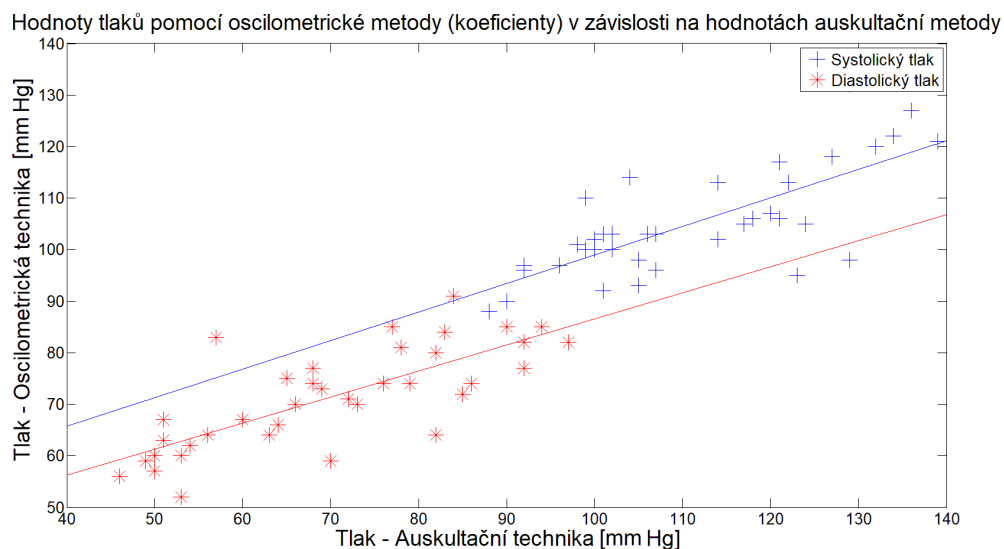
kdy příkaz `cov(X,Y)` vypočítá kovariační matici a příkaz `std(X)` vypočte směrodatnou odchylku. Hodnoty  $X$ ,  $Y$  jsou vstupní proměnné, tedy hodnoty Auskultační a oscilometrických metod.

Tabulka 4.2 zobrazuje hodnoty koeficientů pro jednotlivé grafy.

Vztahy		Regresní koeficient $a$	Korelační koeficient $\rho$
AUS - OSC koeficienty	ST	0.55	0.75
	DT	0.51	0.77
AUS - OSC derivace	ST	0.51	0.67
	DT	0.54	0.63
OSC koeficienty - OSC derivace	ST	1.16	0.89
	DT	0.88	0.86

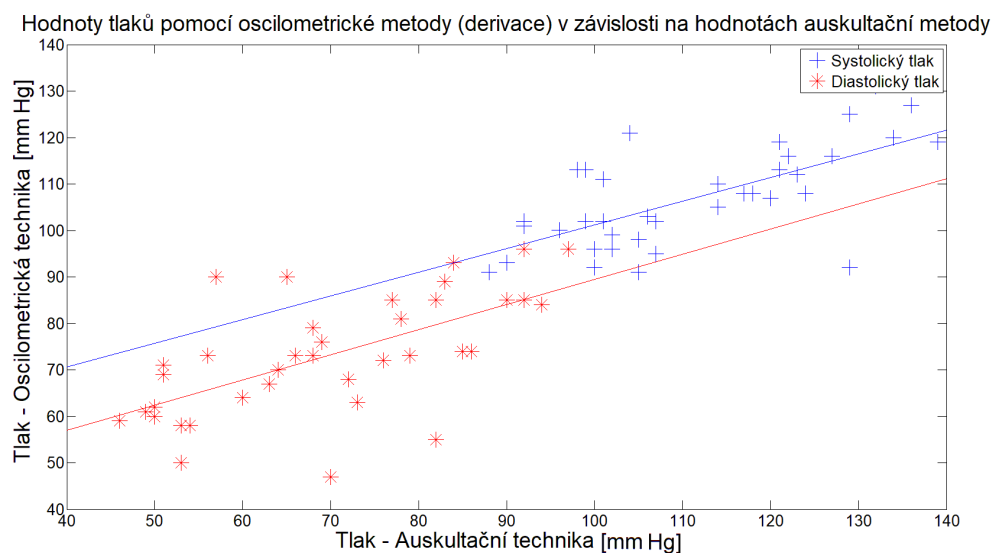
Tab. 4.2: Regresní a korelační analýza

Graf 4.1 zobrazuje rozložení hodnot tlaků získaných z oscilometrické metody vypočítané pomocí koeficientů v závislosti na auskultační technice. Regresní koeficienty vychází pro ST 0.55 a DT 0.51. Korelační koeficienty vychází pro ST 0.75 a pro DT 0.77. Z grafu lze vyčíst, že rozložení hodnot ST je u obou metod stejné v intervalu od 90 do 140 mm Hg. U DT je rozložení mírně jiné, pro oscilometrickou metodu je to přibližně od 50 do 90 mm Hg, ale u auskultační techniky je rozložení hodnot od 40 do 100 mm Hg.



Obr. 4.1: Hodnoty tlaků pomocí oscilometrické metody vypočítané algoritmem koeficientů v závislosti na hodnotách tlaků auskultační metody.

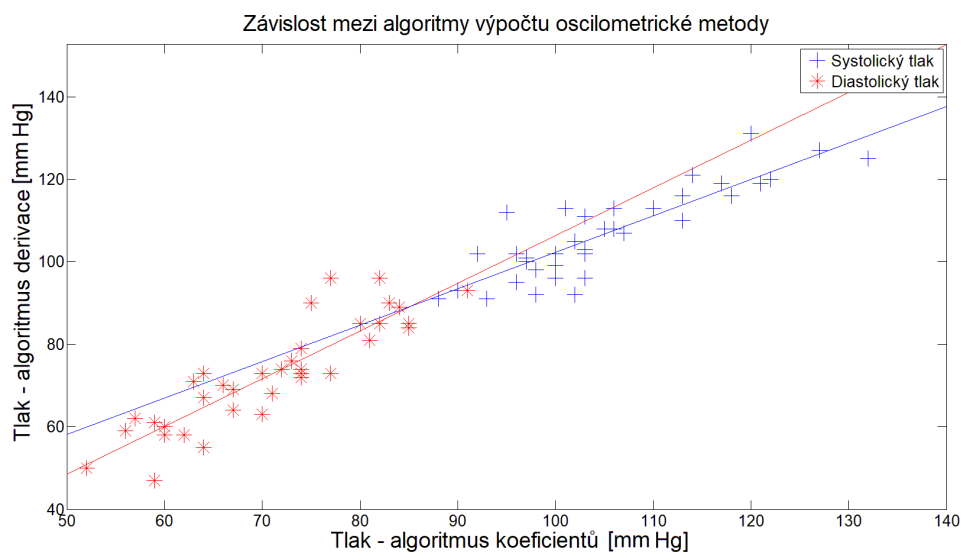
Z grafu 4.2 můžeme vyčíst závislost oscilometrické metody vypočítané pomocí derivace opět na auskultační metodě. Hodnoty ST a DT mají stejné rozložení pro obě metody, tzn. že ST se pohybuje u obou metod přibližně od 90 mm Hg do 140 mm Hg. DT má rozložení pro obě metody také stejné, od 40 do 100 mm Hg. Regresní koeficient vychází pro ST 0.51 a pro DT 0.54, korelační pak pro ST 0.67 a pro DT 0.63.



Obr. 4.2: Hodnoty tlaků pomocí oscilometrické metody vypočítané algoritmem derivace v závislosti na hodnotách tlaků auskultační metody.

Jednotlivé grafy pro systolický tlak jsou zobrazeny na B.1, B.2 a pro diastolický jsou to pak grafy B.4, B.5, tyto grafy jsou zobrazeny zvlášť v příloze B.

Poslední graf mezi metodami porovnává oba algoritmy výpočtu oscilometrické metody. Graf 4.3 zobrazuje na rozdíl od předchozích grafů, že regresní přímka má podobnou polohu. V případě koeficientů je DT od 50 do 90 mm Hg a ST od 90 do 140 mm Hg. Derivace je mírně posunutá, a to pro DT od 40 do 100 mm Hg a ST od 90 do 140 mm Hg. Hodnoty regresních i korelačních koeficientů vychází nejlépe. U regrese je to pro ST 1.16 a pro DT 0.88. Pro korelaci jsou koeficienty u ST 0.89 a u DT 0.86. Grafy, kde jsou hodnoty pro systolický a diastolický tlak vyneseny zvlášť jsou zobrazeny v příloze B.



Obr. 4.3: Závislost hodnot tlaků oscilometrické metody vypočítané pomocí algoritmu derivace na hodnotách tlaků vypočítaných pomocí algoritmu výpočtu koeficientů.

Pro porovnání metod byly vypočítány absolutní chyby a relativní chyby. Ty jsou zobrazeny v tabulce 4.3.

Absolutní chyba byla vypočtena jako rozdíl mezi dvěma metodami, podle vzorce:

$$\Delta p = OSC - AUS \quad [mm \ Hg], \quad (4.3)$$

kde  $\Delta p$  je absolutní chyba metod,  $OSC$  jsou tlaky v oscilometrické metodě a  $AUS$  tlaky v auskultační metodě. Pro absolutní chybu mezi algoritmy výpočtu oscilometrických metod je to rozdíl tlaků z obou metod. Absolutní chyba byla vypočtena mezi auskultační metodou a jednotlivými oscilometrickými metodami vždy pro ST a DT. Dále byla vypočtena relativní chyba vztažená k auskultační metodě, jako poměr absolutní chyby k hodnotě referenční metody. Tato hodnota byla vypočtena dle vzorce:

$$\delta p = \frac{\Delta p}{AUS} \cdot 100 \quad [\%], \quad (4.4)$$

Průměrná absolutní chyba mezi auskultační hodnotou a oscilometrickou je 8.9 mm Hg. Pro koeficienty je chyba průměrně 8.2 mm Hg, pro derivaci je to pak o trochu víc a to 9.6 mm Hg. Průměrná absolutní chyba mezi jednotlivými oscilometrickými metodami je chyba 4.6 mm Hg. U koeficientů byla menší chyba nalezena u DT a to 8.1 mm Hg oproti chybě 8.3 mm Hg u ST. Naopak u derivace byla menší chyba 9.1 mm Hg u ST, u DT to byla chyba 10 mm Hg. Mezi oscilometrickými metodami byla průměrná chyba menší u ST, a to 4.3 mm Hg, u DT pak byla 4.6 mm Hg. Průměrná chyba pro ST byla 7.2 mm Hg a pro DT 7.6 mm Hg. Z toho vyplývá, že oba tlaky byly změřeny a vypočítány s poměrně stejnými chybami.

Největší absolutní chyba byla spočítána pro oscilometrickou metodu pomocí derivace, chyba byla -37 mm Hg. U koeficientů byla největší chyba -31 mm Hg. Obě chyby byly u systolického tlaku. Pro diastolický tlak byla největší chyba 33 mm Hg pro algoritmus derivace a pro algoritmus koeficientů to bylo 26 mm Hg. Při porovnání oscilometrických metod mezi sebou byla největší chyba u diastolického tlaku -19 mm Hg, pro ST byla -17 mm Hg. Z toho lze vyčíst, že v případě hodně velkých chyb byly spíše špatně změřeny tlaky auskultační metodou, než že by byla oscilometrická metoda natolik nepřesná.

Relativní chyba byla průměrně 10.7 %, mezi auskultační a oscilometrickou podle koeficientů je chyba 9.7 % a u auskultační techniky a oscilometrické podle derivace 11.8 %. U obou oscilometrických metod byla relativní chyba průměrně menší u ST než u DT, u koeficientů o 5.1 % a u derivace o 7.6 %.

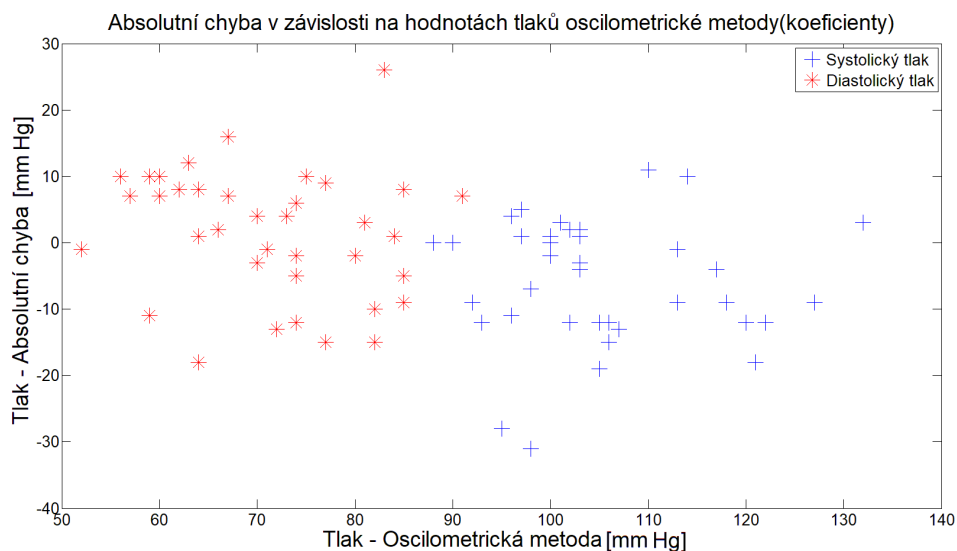
Měření	Absolutní chyba [mm Hg]						Relativní chyba [%]			
	AUS - OSC Koeficienty		AUS - OSC Derivace		OSC koeficienty - OSC Derivace		AUS - OSC Koeficienty		AUS - OSC Derivace	
	ST	DT	ST	DT	ST	DT	ST	DT	ST	DT
1	4	8	10	4	-6	4	4.3	14.8	10.9	7.4
2	-12	4	-9	7	-3	-3	-10.5	6.1	-7.9	10.6
3	-12	9	-1	5	-11	4	-9.1	13.2	-0.8	7.4
4	-3	1	-3	4	0	-3	-2.8	1.6	-2.8	6.3
5	-9	-15	-9	4	0	-19	-6.6	-16.3	-6.6	4.3
6	-12	-15	-14	-1	2	-14	-9	-15.5	-10.4	-1
7	0	7	-4	4	4	3	0	11.7	-4	6.7
8	-9	1	-11	6	2	-5	-7.1	1.2	-8.7	7.2
9	-1	-2	-4	3	3	-5	-0.9	-2.4	-3.5	3.7
10	-15	-12	-8	-12	-7	0	-12.4	-14	-6.6	-14
11	2	-1	10	-4	-8	3	2	-1.4	9.9	-5.6
12	-19	-18	-16	-27	-3	9	-15.3	-22	-12.9	-32.9
13	3	-5	15	-6	-12	1	3.1	-6.3	15.3	-7.6
14	10	8	17	8	-7	0	9.6	10.4	16.3	10.4
15	11	3	14	3	-3	0	11.1	3.8	14.1	3.8
16	-4	-9	-2	-10	-2	1	-3.3	-9.6	-1.7	-10.6
17	-9	-10	-6	-7	-3	-3	-7.4	-10.9	-4.9	-7.6
18	-18	7	-20	9	2	-2	-12.9	8.3	-14.4	10.7
19	-12	-13	-9	-11	-3	-2	-10.3	-15.3	-7.7	-12.9
20	2	4	-8	7	10	-3	2	5.8	-8	10.1
21	-2	10	-3	10	1	0	-2	20	-2.9	20
22	3	-5	-4	-5	7	0	2.3	-5.6	-3.1	-5.6
23	5	7	9	12	-4	-5	5.4	14	9.8	24
24	-31	2	-37	6	6	-4	-24	3.1	-28.7	9.4
25	-7	-3	-7	-10	0	7	-6.7	-4.1	-6.7	-13.7
26	-4	-2	-5	-4	1	2	-3.7	-2.6	-4.7	-5.3
27	1	8	4	17	-3	-9	1	14.3	4.2	30.4
28	-12	7	-14	5	2	2	-11.4	13.2	-13.3	9.4
29	-11	16	-12	18	1	-2	-10.3	31.4	-11.2	35.3
30	-9	12	1	20	-10	-8	-8.9	23.5	1	39.2
31	0	10	3	13	-3	-3	0	21.7	3.3	28.3
32	0	-1	3	-3	-3	2	0	-1.9	3.4	-5.7
33	1	10	3	12	-2	-2	1	20.4	3	24.5
34	-28	-11	-11	-23	-17	12	-22.8	-15.7	-8.9	-32.9
35	1	6	-6	11	7	-5	1	8.8	-5.9	16.2
36	-12	26	-10	33	-2	-7	-10.2	45.6	-8.5	57.9
37	-13	10	-13	25	0	-15	-10.8	15.4	-10.8	38.5
Prů- měry	8.3	8.1	9.1	10	4.3	4.6	7.1	12.2	8	15.6

Tab. 4.3: Porovnání jednotlivých metod a výsledné chyby

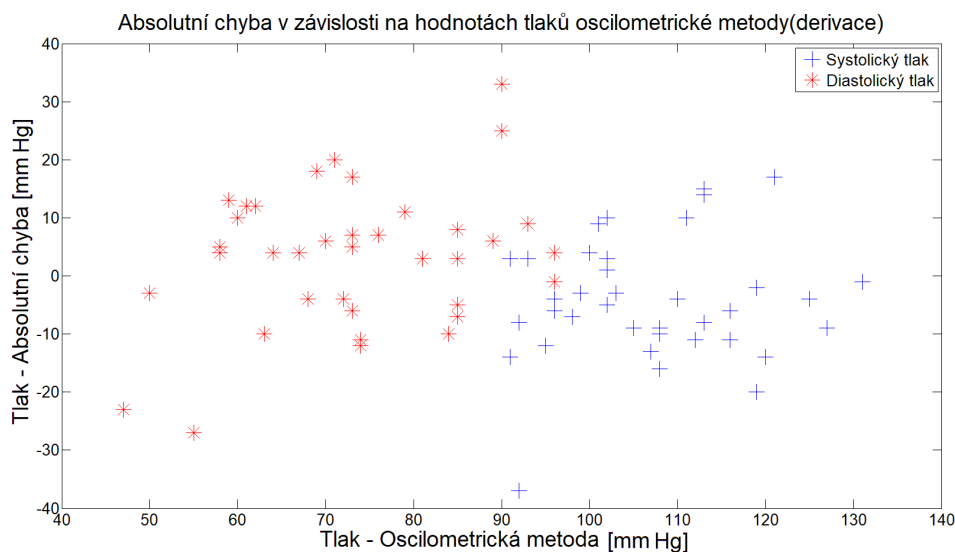


Na grafech 4.4 a 4.5 je vidět závislost mezi oscilometrickou metodou a absolutní chybou, která byla vypočítána mezi auskultační a oscilometrickou metodou.

U obou metod jde vidět, že chyba byla nejčastěji v rozmezí hodnot -20 a 20 mm Hg. Ojedinelé to bylo u koeficientů do -40 mm Hg a 40 mm Hg u derivace.



Obr. 4.4: Absolutní chyba v závislosti na oscilometrické metodě pomocí algoritmu koeficientů.



Obr. 4.5: Absolutní chyba v závislosti na oscilometrické metodě pomocí algoritmu derivace.

Hodnoty tlaků z oscilometrické metody vycházejí obdobně pro koeficienty, tak i derivaci. V případě auskultační metody se často liší. U hodnot z auskultační metody nebylo dosaženo dostatečně přesných výsledků. V tomto měření je důležité dobře slyšet Korotkovovy ozvy a správně zaznamenat tlaky. Správnost měření je hodně závislá na zkušenostech osoby, která měření provádí.

Rozdílné hodnoty tlaků z oscilometrické metody jsou dány jednotlivými algoritmy. V případě využití koeficientů rozhoduje i to, jestli se tlak pohybuje ve fyziologických hodnotách nebo je tlak vyšší či nižší. Pokud není ve fyziologických hodnotách, tj. kolem 120/80 mm Hg (u mužů může být i vyšší), tak se stávají koeficienty nepřesné s rostoucí odchylkou.

U derivace rozhoduje o správnosti algoritmu správnost nasnímání oscilometrické křivky. Pokud se pacient pohne nebo mluví, mohou se na oscilometrické křivce objevit pohybové artefakty, které ovlivní obálku a tím i derivaci, ze které se vyhodnocují tlaky. To ovlivní správnost výsledku.

Z tabulky 4.3 vyplývá, že je oscilometrická metoda pomocí algoritmu koeficientů přesnější. Je přesnější z hlediska relativní chyby vůči auskultační technice, než metoda podle derivace. Korelační koeficient má pro algoritmus výpočtu podle koeficientů také lepší hodnoty a absolutní chyba opět vychází lépe.

Průměrně vychází absolutní chyba pro ST lépe než pro DT. U systolického tlaku jsou lepší hodnoty pro algoritmus koeficientů, to samé platí pro diastolický tlak.

Z dosažených výsledků tedy vychází, že implementovaný algoritmus koeficientů dosahuje přesnějších výsledků než algoritmus derivace.

## 5 ZÁVĚR

Cílem bakalářské práce byla nejen rešerše měřících metod krevního tlaku, ale hlavně návrh a implementace oscilometrické metody v prostředí LabVIEW.

Pro ověření funkčnosti metod měření krevního tlaku bylo naměřeno 37 oscilometrických křivek. Toho bylo dosaženo pomocí programu v LabVIEW a rozhraní LabPro spolu se senzorem krevního tlaku. Tento program fungoval i jako pomocný tonometr pro auskultační metodu, kdy stačilo vzít k měření fonendoskop a zaznamenat Korotkovovy zvuky během snímání oscilometrické křivky.

Dalším krokem byla implementace metody výpočtu krevních tlaků z oscilometrického měření. Pro výpočet jsem si vybrala metodu pomocí koeficientů, kterými se vynásobil střední arteriální tlak. Pro získání SAT bylo potřeba oscilometrickou křivku dostatečně vyfiltrovat a ze signálu vytvořit obálku. Jednotlivé koeficienty pro ST a DT byly poté experimentálně zvoleny pomocí programu *Matlab* na určité hodnoty tak, aby co nejvíce odpovídaly hodnotám krevních tlaků z auskultační metody.

Dále byla implementována další metoda výpočtu krevních tlaků z oscilometrické křivky pomocí derivace. Hodnot tlaků bylo dosaženo derivací obálky. Maximální hodnota derivace odpovídala hodnotě ST v původní oscilometrické křivce, minimální pak DT.

V prostředí LabVIEW byl vytvořen virtuální měřič krevního tlaku, který nasnímanou oscilometrickou křivku rovnou zpracuje a vypočítá hodnoty ST a DT podle koeficientů i derivace a SAT.

Jednotlivé metody výpočtu byly vyhodnoceny a porovnány nejen s auskultační metodou, ale i navzájem. Výsledkem porovnání je, že oscilometrická metoda je přesnější pro laiky, dále je rychlejší a není závislá na zkušenostech lékaře a na tichu v místnosti, kde se měří. Z jednotlivých algoritmů nelze jednoznačně říci, který je přesnější, protože oba mají svá omezení. Z dosažených výsledků lze usuzovat, že metoda pomocí koeficientů bude o něco přesnější než pomocí derivace. Relativní chyba mezi metodou pomocí koeficientů a auskultační byla 9.64 %, u metody pomocí derivace byla chyba 11.81 %.

Posledním bodem bakalářské práce bylo vytvoření protokolu laboratorní úlohy pro předmět Lékařská diagnostická technika, který obsahuje nejen vlastní naměření oscilometrické křivky, ale také jednu z metod výpočtu krevních tlaků. Metoda byla zvolena pomocí koeficientů.

# LITERATURA

- [1] FABIAN, V. Ing. *Neinvazivní měření krevního tlaku založené na oscilometric-kém principu*, Disertační práce (vedoucí prof. RNDr. Olga Štěpánková, CSc.), FEL ČVUT v Praze, Praha, Únor, 2012
- [2] KITTNAR, O., *Lékařská fyziologie* Praha, Grada, 2011, IBSN 978-80-247-3068-4
- [3] *Tlukot srdce*, [online]. [cit. 2017-03-27]. Dostupné z: <http://www.tlukotsrdce.cz/clanek/599/plicni-hypertenze-kdyz-onemocni-plicni-cevy/>
- [4] *Funkce buněk a lidského těla* Elektronická skripta, [online]. [cit. 2016-12-29]. Dostupné z: <http://fblt.cz/>
- [5] *IMED-KOMM-EU Interkulturní zdravotnická komunikace v Evropě*, [online]. [cit. 2017-03-27]. Dostupné z: <http://imed-komm.jcu.cz/>
- [6] ROZMAN, J., *Elektronické přístroje v lékařství* Praha, Academia, 2008, Česká matice technická (Academia), IBSN 80-200-1308-3
- [7] WARD, Matthew a Jeremy A. LANGTON. Blood pressure measurement. *Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care* [online]. 2007, **7**(4), 122-126 [cit. 2016-08-31]. DOI: 10.1093/bjaceaccp/mkm022. ISSN 17431816. Dostupné z: <http://ceaccp.oxfordjournals.org/>
- [8] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika* Brno: VUT, 2014.
- [9] CHMELÁŘ, M., ROZMAN, J. *Lékařská a přístrojová technika* Brno, SNTL, 1982
- [10] OGEDEGBE, Gbenga a Thomas PICKERING *Principles and Techniques of Blood Pressure Measurement. Cardiology Clinics*, [online]. 2010, **28**(4), 571-586 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1016/j.ccl.2010.07.006. ISSN 07338651. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S073386511000086X>
- [11] PICKERING, Thomas G., John E. HALL, Lawrence J. APPEL, et al. *Recommendations for Blood Pressure Measurement in Humans: An AHA Scientific Statement from the Council on High Blood Pressure Research Professional and Public Education Subcommittee, Journal of Clinical Hypertension* [online]. 2005, **7**(2), 102-109 [cit. 2016-12-29]. ISSN 15246175. Dostupné z: <http://web.a.ebscohost.com.ezproxy.lib.vutbr.cz/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=15467407-8949-4fc8-b5d6-60ff2aa08cf1%40sessionmgr4008&vid=3&hid=4112>

- [12] DIETERLE, T. *Blood pressure measurement - an overview* , [online]. [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.4414/smw.2012.13517. ISBN 10.4414/smw.2012.13517. Dostupné z: <http://doi.emh.ch/smw.2012.13517>
- [13] VLACH, J., HAVLÍČEK, J., VLACH, M. *Začínáme s LabVIEW* Praha, BEN - Technická literatura, 2008, ISBN 978-80-7300-245-9
- [14] *National Instruments*, [online]. [cit. 2016-12-29] Dostupné z: <http://www.ni.com/labview/>
- [15] *Vernier LabPro User's manual*, [online]. [cit. 2016-12-29] Dostupné z: [http://www2.vernier.com/labpro/labpro\\_user\\_manual.pdf](http://www2.vernier.com/labpro/labpro_user_manual.pdf)
- [16] *Blood Pressure Sensor User Manual*, [online]. [cit. 2016-12-29] Dostupné z: <http://www.vernier.com/manuals/bps-bta/>
- [17] Chua, C.S., Hin, S.H., *Digital blood pressure meter*, [online]. [cit. 2016-12-29] Dostupné z: <http://www.nxp.com/assets/documents/data/en/application-notes/AN1571.pdf>
- [18] Korelační koeficient. In: *Katedra psychologie Pedagogické fakulty Univerzity Karlovy v Praze* [online]. [cit. 2017-05-23] Dostupné z: <http://kps.pedf.cuni.cz/skalouda/korelace.doc>

## SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

TK	Krevní tlak
ST	Systolický tlak
DT	Diastolický tlak
SAT	Střední arteriální tlak
AUS	Auskultační metoda
OSC	Oscilometrická metoda

# SEZNAM PŘÍLOH

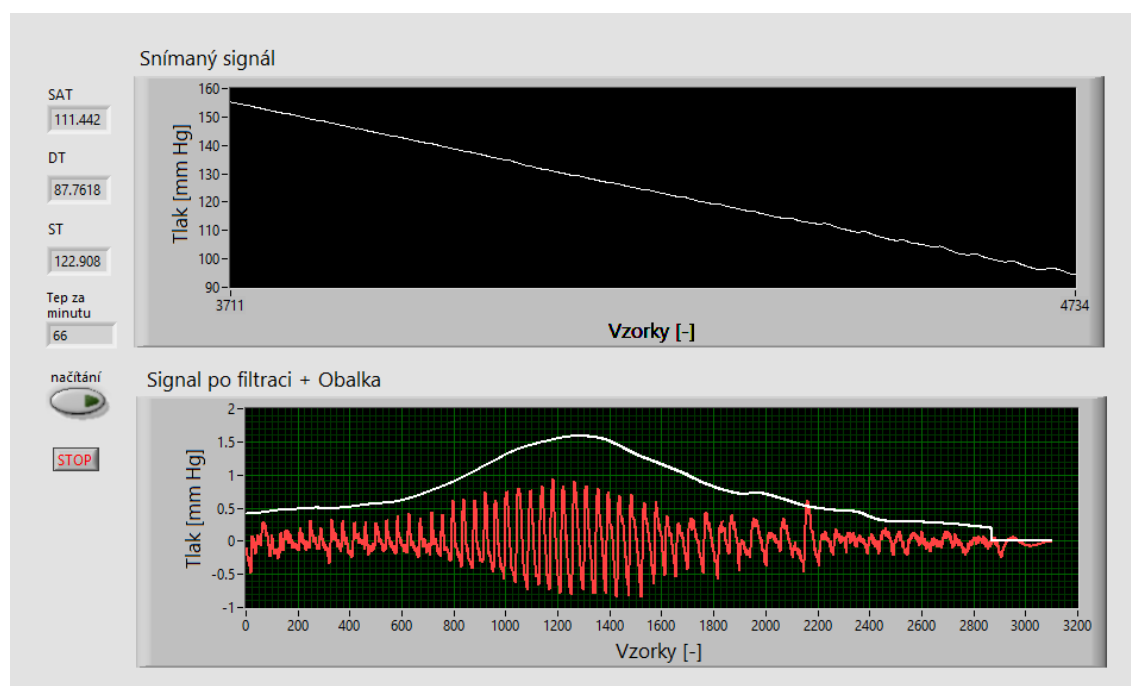
A	Protokol pro laboratorní úlohu do předmětu Lékařská diagnostická technika	63
B	Grafy vztahů mezi metodami	66
C	Obsah přiloženého CD	70

# A PROTOKOL PRO LABORATORNÍ ÚLOHU DO PŘEDMĚTU LÉKAŘSKÁ DIAGNOSTICKÁ TECHNIKA

## Úkol:

Vytvořte jednoduchý měřič krevního tlaku, který bude načítat oscilometrickou křivku z rozhraní LabPro a provede výpočet krevních tlaků, dále vypočítá tepovou frekvenci. Algoritmus výpočtu tlaků bude realizován pomocí koeficientů. Zobrazte načtenou oscilometrickou křivku a vyfiltrovaný signál, dále systolický a diastolický tlak a také střední arteriální tlak.

## Požadované prvky na čelním panelu:



Obr. A.1: Front panel jednoduchého měřiče krevního tlaku

## Algoritmus:

- Nasnímáný oscilometrické křivky
- Prodloužení signálu
- Filtrace horní propustí
- Výpočet tepu



- Vytvoření obálky
- Detekce maxima – SAT
- Algoritmus výpočtu tlaků

### Možný postup řešení:

1. Pro načtení oscilometrické křivky z rozhraní LabPro využijte funkčních bloků *LabPro Express*. Doporučená vzorkovací frekvence pro tento typ zpracování je **58 Hz**. Kanál nastavte na **AUTO-ID**.
2. Načtení signálu je možné realizovat v *Case structure*. Pro spuštění smyčky je doporučeno využít tlačítka. Signál ve smyčce ukládáme do **Build array** tak, že výstup spojíme i jako jeden ze vstupů, druhým je snímaný signál.
3. Signál je vhodné prodloužit ze začátku o délku impulsní charakteristiky. Tu zvolíme podle frekvenční charakteristiky (lichá hodnota). Vytvořte si graf.
4. Filtrace horní propustí, u které volíme mezní frekvenci **0,4 Hz**. Vzorkovací frekvence je stejná jako u LabPro. Využijte bloků *FIR coefficients* a *FIR filter*. Impulsní charakteristika je přivedena na vstup *FIR coefficients* jako **Taps**.
5. Nezapomeňte odstranit zpoždění filtru. Zpoždění odstraníte tak, že odečtete polovinu impulsní charakteristiky.
6. Výpočet tepu lze provést přes *Power Spectrum*, které vypočítá výkonové spektrum signálu. Určíte si maximum a přiřadíte mu správnou frekvenci (vzorkovací frekvenci podělíte délkou spektra a touto hodnotou vynásobíte maximum). Nezapomeňte, že tepová frekvence je uváděna v počtech tepů za minutu.
7. Pro vytvoření obálky je jednou z možností procházet signál oknem určitého počtu vzorků (tepová frekvence) a hledat lokální maxima a minima. Tyto lokální extrémy vytvoří horní a dolní obálku. Toho docílíte pomocí bloku *Array Subset*, kde bude pozicí pro posouvání okna vždy index *While loop*, ve které filtraci provádíte. Tento index vynásobíte délkou okna. K výsledným indexům pro extrémy nezapomeňte přičíst pozici, na které filtrovací okno začíná.
8. Pro vyhlazení obálky je vhodné využít blok *Interpolate*, poté odečtete (v případě, že dolní obálka bude v absolutní hodnotě tak přičtete) od horní obálky dolní a poté pomocí bloku *Mean PtByPt* zprůměrujete pro vyhlazení.

### Výpočet tlaků pomocí koeficientů:

- Pro výpočet tlaků je nutné najít maximum obálky.
- Poloha této hodnoty v původní naměřené oscilometrické křivce je rovna Střednímu arteriálnímu tlaku (SAT).
- Pro nalezení hodnoty v původním signálu lze využít blok *Index Array*.

- Pro nalezení hodnoty Diastolického (DT) a Systolického tlaku (ST) využijte vzorců:

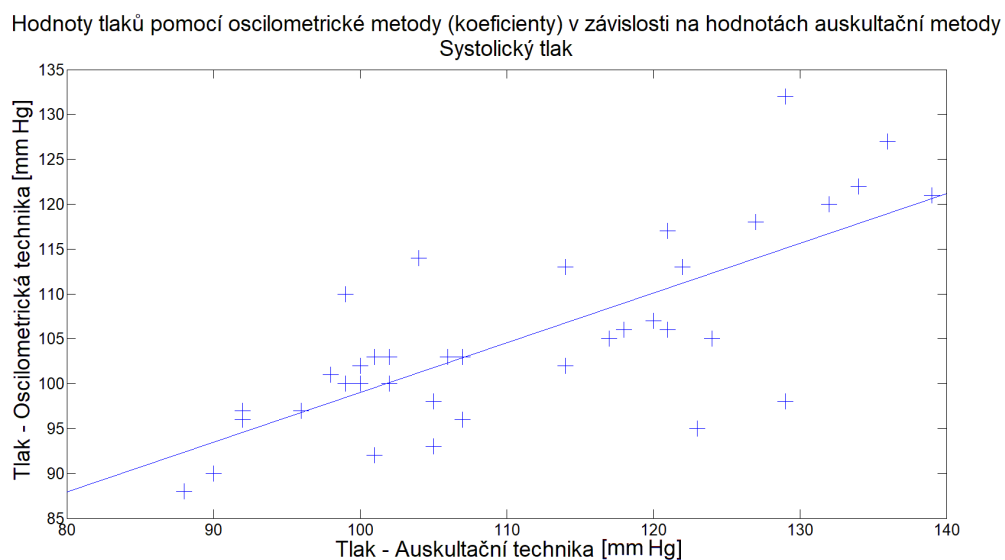
$$ST = 0.81 \cdot SAT, \quad (\text{A.1})$$

$$DT = 0.76 \cdot SAT. \quad (\text{A.2})$$

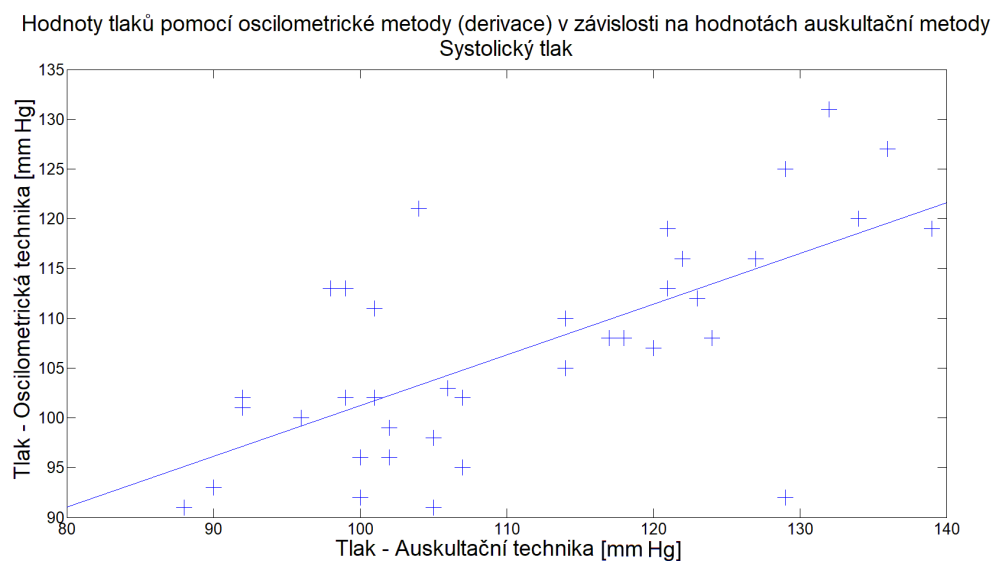
- Opět pro nalezení hodnot DT a ST hledejte v původní oscilometrické křivce, tentokrát pomocí bloku *Search Waveform*. Vstupem tohoto bloku je obálka, index maxima a SAT vynásobené koeficientem. Výstupem je pak poloha nejvíce odpovídající hodnotě SAT vynásobené koeficient. Tuto polohu pak přiveďte opět na vstup bloku *index Array*.

## B GRAFY VZTAHŮ MEZI METODAMI

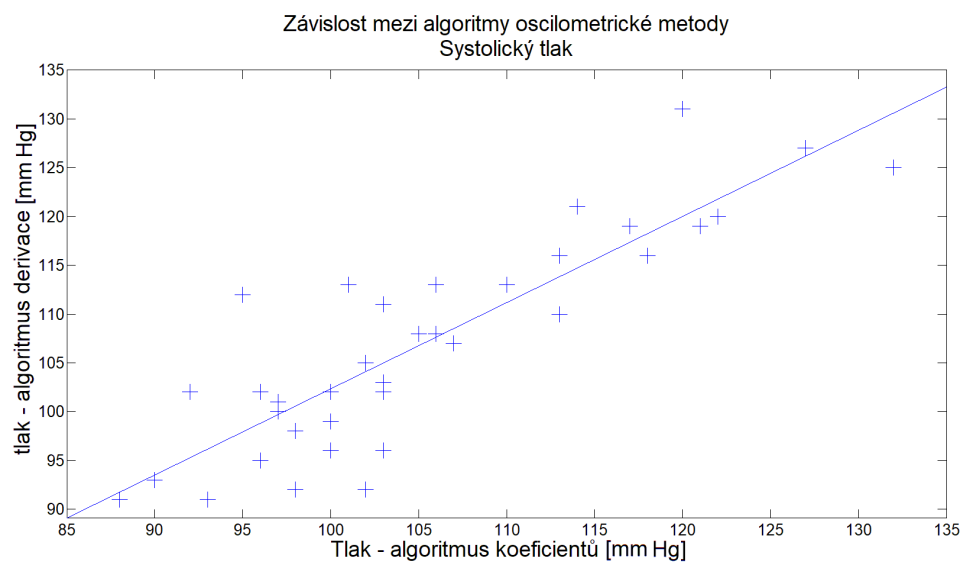
Příloha obsahuje grafy, které zobrazují vztahy mezi metodami pro tlaky ST a DT. Na grafech B.1, B.2, B.3 jsou zobrazeny vztahy pro systolický tlak. Na grafech B.4, B.5, B.6 jsou pak zobrazeny vztahy pro diastolický tlak.



Obr. B.1: Hodnoty systolického tlaku pomocí oscilometrické metody vypočítané algoritmem koeficientů v závislosti na hodnotách systolického tlaku auskultační metody.

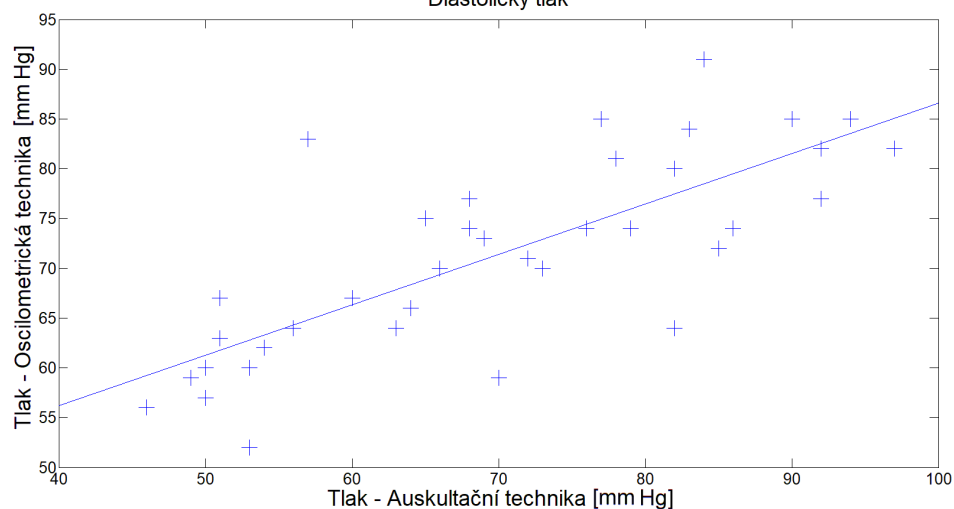


Obr. B.2: Hodnoty systolického tlaku pomocí oscilometrické metody vypočítané algoritmem derivace v závislosti na hodnotách systolického tlaku auskultační metody.



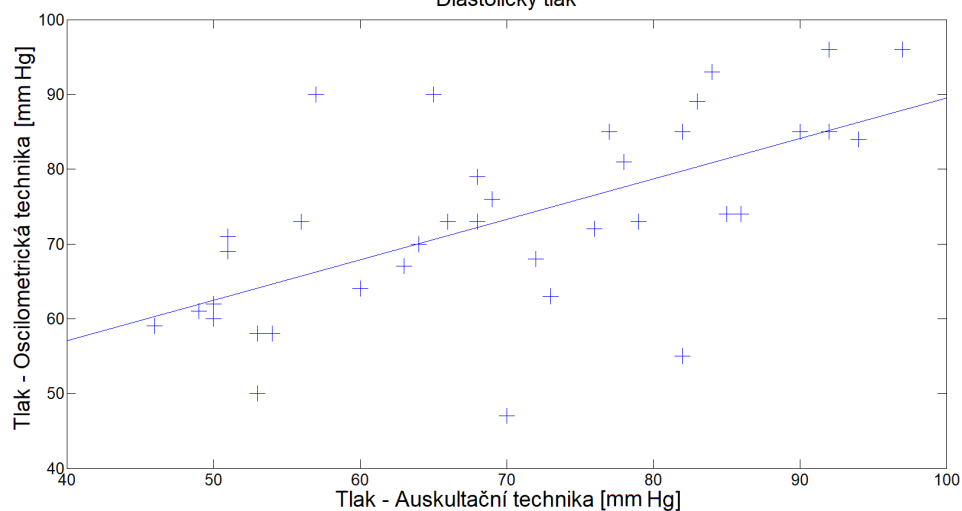
Obr. B.3: Závislost hodnot systolického tlaku oscilometrické metody vypočítané pomocí algoritmu derivace na hodnotách systolického tlaku vypočítaných pomocí algoritmu výpočtu koeficientů.

Hodnoty tlaků pomocí oscilometrické metody (koeficienty) v závislosti na hodnotách auskultační metody  
Diastolický tlak

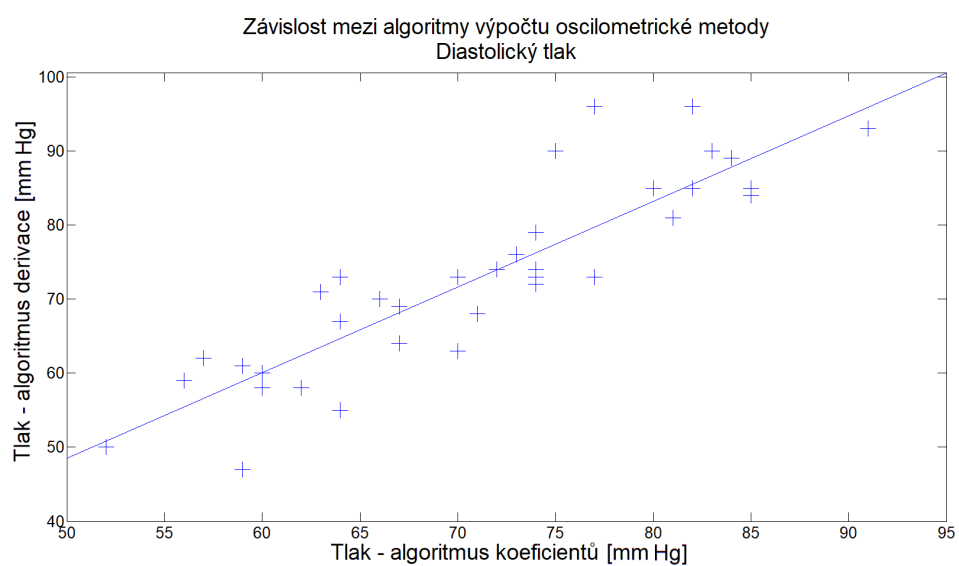


Obr. B.4: Hodnoty diastolického tlaku pomocí oscilometrické metody vypočítané algoritmem koeficientů v závislosti na hodnotách diastolického tlaku auskultační metody.

Hodnoty tlaků pomocí oscilometrické metody (derivace) v závislosti na hodnotách auskultační metody  
Diastolický tlak



Obr. B.5: Hodnoty diastolického tlaku pomocí oscilometrické metody vypočítané algoritmem derivace v závislosti na hodnotách diastolického tlaku auskultační metody.



Obr. B.6: Závislost hodnot diastolického tlaku oscilometrické metody vypočítané pomocí algoritmu derivace na hodnotách diastolického tlaku vypočítaných pomocí algoritmu výpočtu koeficientů.

## C OBSAH PŘÍLOŽENÉHO CD

Na přiloženém CD lze najít dva programy v LabView, které fungují jako jednoduchý měřič krevního tlaku. Program **TK** je určen k aplikování algoritmu na výpočet tlaků na již uloženou oscilometrickou křivku, která je uložena v souboru `.txt`. Druhý program, **TKprime** slouží k přímému zpracování oscilometrické křivky při snímání z rozhraní LabPro. V tomto programu je možné zaznamenat tlaky i pomocí auskultační techniky.

Další adresář obsahuje 37 naměřených oscilometrických křivek. Křivky jsou uloženy v textovém souboru.

Adresář Matlab obsahuje skript pro optimalizaci koeficientů. Hlavní program je `Optimalizace_koef.m`, zbylé programy slouží jako dodatečné funkce, které jsou ale nezbytné pro samotný hlavní skript. Dále je v tomto adresáři zahrnuto i 5 oscilometrických křivek a jejich obálek, pomocí kterých byla optimalizace provedena.

### Obsah CD:

```
/ ..... kořenový adresář přiloženého CD
├── Programy LabView ..... Měřič krevního tlaku
│   ├── TK.vi ..... Výpočet tlaků ze souboru
│   └── TKprimo.vi ..... Snímání křivky a výpočet tlaků
├── Signály ..... 37 naměřených oscilometrických křivek
├── Matlab ..... Optimalizace koeficientů
│   ├── Optimalizace_koef.m ..... Hlavní program
│   ├── maximum.m ..... Funkce – nalezení maxima obálky
│   ├── nacteni.m ..... Funkce – Načtení signálů do Matlabu
│   ├── tlak.m ..... Funkce – Algoritmus pro výpočet tlaků
│   ├── 3.txt
│   ├── 3.xlsx
│   ├── 7.txt
│   ├── 7.xlsx
│   ├── 17.txt
│   ├── 17.xlsx
│   ├── 22.txt
│   ├── 22.xlsx
│   ├── 32.txt
│   └── 32.xlsx
└── Oscilometrické měření krevního tlaku.pdf ..... Bakalářská práce
```